Aus der
Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Freien Universität Berlin
(Direktor: Professor Dr.med. Dr.med.dent. Ewald H a r n d t)

Experimentelle Untersuchungen von Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Werner P o h l i n g
aus Nickritz

1965

Aus der
Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Freien Universität Berlin
(Direktor: Professor Dr.med. Dr.med.dent. Ewald H a r n d t)

Experimentelle Untersuchungen von Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Werner P o h l i n g
aus Nickritz

Dekan: Professor Dr.med. Adalbert L o e s c h k e

Referent: Priv.-Doz. Dr.med.dent. Karl [illegible] i c h n e r

Korreferent: Professor Dr.med.dent. Hermann K i r s t e n

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK - LEIDEN -

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 23. 9. 1965

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. Einleitung	3
II. Hauptteil	4 - 48
A. Allgemeiner Teil	4 - 10
1. Chemie zahnärztlicher Kunststoffe auf Methacrylatbasis	4 - 5
2. Literaturübersicht über Prüfungen und Erfahrungen mit Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial	6 - 10
B. Spezielles	11 - 44
a) Mechanische Prüfungen an Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial	12 - 31
1. Bestimmung der Dichte	12 - 14
2. Abriebfestigkeit	15 - 20
3. Härtebestimmung	21 - 31
b) Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterial in ihrem Verhalten gegenüber chemischen Reagenzien	32 - 41
1. Allgemeines und Flüssigkeitsaufnahme	32 - 34
2. Verhalten fabrikneuer Zähne und unbehandelter Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung	35 - 38
3. Verhalten nach Lagerung in Calberla-Lösung	38 - 39
4. Verhalten nach Erhitzung in aqua destillata	39 - 41
c) Farbbeständigkeit der Kunststoffzähne und der Kronen- und Brückenmaterialien	41 - 44
C. Diskussion der Ergebnisse	44 - 48
III. Zusammenfassung	49 - 50
IV. Literaturverzeichnis	51 - 55
V. Anhang von 11 graphischen Darstellungen und 8 Bildtafeln	56 - 75

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546513_0044

I. Einleitung

Die Aufgabe, entfernte permanente Zähne zu ersetzen, bestand schon vor hunderten von Jahren. Sie ist heute noch immer nicht vollständig gelöst, beispielsweise sind die verschiedensten werkstoffkundlichen Fragen offen.

Im Altertum verwendete man als Ersatz menschliche oder tierische Zähne, noch vor 120 Jahren wurden ganze Prothesen aus Elfenbein geschnitzt. Einen wesentlichen Fortschritt auf dem Gebiete des Zahnersatzes stellten die ersten Porzellanzähne von F o n c i (1809) dar, die dieser selbst brannte. Erst seit dem Jahre 1846 werden aber solche Zähne in Fabriken (S.S. White) hergestellt. Keramische Zähne stellen noch heute den besten Ersatz dar.

Durch die Gewinnung von Zelluloid (1870) und die Bakelitherstellung (um die Jahrhundertwende) kamen zwar die ersten Kondensationskunststoffe auf den Markt, jedoch bewährten sich diese nicht in der Mundhöhle.

Erst in den dreißiger Jahren, nach fast einhundertjährigem Bekanntsein der Acrylsäure, fanden S t a u d i n g e r und B a u e r , nach Aufklärung der Struktur hochmolekularer Verbindungen, die Polymerisationskunststoffe.

Für die Zahntechnik waren aus diesem Komplex die form-, farb- und mundbeständigen Methacrylate von Bedeutung, die in den letzten Jahrzehnten wesentliche Verbesserungen erfahren haben.

In der folgenden Arbeit soll anhand von experimentellen Untersuchungen eine größere Auswahl derzeit gebräuchlicher Kunststoffzähne und Materialien für Kronen- und Brückenverkleidungen auf Härte, Abrieb, Farb- und Formveränderungen und Rißbildungen bei Einwirkung verschiedener Flüssigkeiten geprüft werden.

II. Hauptteil

A. Allgemeiner Teil

1. Chemie zahnärztlicher Kunststoffe auf Methacrylatbasis

Die natürlichen Ausgangsprodukte unserer zahnärztlichen Kunststoffe sind:

Carbonat ($CaCO_3$) in Form von Kalkstein
und Kohle

Durch Erhitzen des Kalksteines ($CaCO_3$) wird in Kalköfen der gebrannte Kalk (Calciumoxyd, CaO) dargestellt.

$$CaCO_3 \rightleftharpoons CaO + CO_2$$

Im elektrischen Carbidofen führt man dem Calciumoxyd Kohlenstoff in Form von Kohle zu und schmilzt es so zusammen, daß Calciumcarbid (CaC_2) entsteht.

$$CaO + 3C \longrightarrow CaC_2 + CO$$

Calciumcarbid wird im Acetylenentwickler unter Zugabe von H_2O in Acetylen (C_2H_2), den sehr reaktionsfähigen gasförmigen Kohlenwasserstoff, überführt.

Dies ist der Ausgangsstoff für viele Kunststoffe.

Beispielsweise gelangt man unter Zugabe von Salzsäure zu dem auch in der Zahnheilkunde sehr bekannten Ausgangsprodukt, dem Vinylchlorid ($H_2C = CH - Cl$). Seine Polymerisate sind z. B. : Hekodent und Prothelit.

Wird dem Ausgangsprodukt Acetylen, Wasserdampf und Luft zugeführt, geht die Reaktion über Acetaldehyd zur Essigsäure (CH_3COOH), welche im Kontaktofen zu Aceton (CH_3COCH_3) umgebaut wird.

Der durch die Ammoniaksynthese gewonnene Ammoniak (NH_3) wird im Kontaktofen mit CO in Blausäure (HCN) überführt und im Rührwerkkessel entsteht daraus mit Aceton das

Acetoncyanhydrin ($(CH_3)_2COHCN$). Das bei der Ammoniaksynthese freigewordene Kohlenmonoxyd und der Wasserstoff ergeben Methanol (CH_3 OH). Methanol, Schwefelsäure und Acetoncyanhydrin ergeben nun im Reaktionskessel das Methacrylsäurenitril. Über die Destillation erhält man den Methacrylsäuremethylester in monomerer Form, welcher den Weg über die Polymerisation und Trocknung zum Polymethylmethacrylat (Polymer) nimmt.

Kunststoffzähne werden heute im allgemeinen von den Fabriken im Trockenpolymerisationsverfahren hergestellt. Unter Zuführung von Druck und Wärme (160 - 200°C) wird das Polymerisat in Metallformen gepreßt.

Für die labormäßige Verarbeitung der Kronen- und Brückenmaterialien hingegen wird in der Regel das Naßpolymerisationsverfahren angewendet.

2. Literaturübersicht über Prüfungen und Erfahrungen mit Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial

Die Anfänge der Kunststoffzahnverarbeitung zeigten bald, daß man in ästhetischer Hinsicht wohl einen guten Zahnersatz gefunden hatte, der aber in den benötigten Eigenschaften auch Mängel aufwies.

An Vorzügen wäre vor allem das geringe spezifische Gewicht der Kunststoffzähne gegenüber Porzellanzähnen zu nennen.

Nach V o l l r a t h (39) ist der Gewichtsunterschied einer Kunststoffzahngarnitur zur Porzellanzahngarnitur mit 2/3 zu Gunsten der ersteren anzugeben.

B r a u n (7) gibt gleiche Ergebnisse an.

Unbeachtet der Abrasion und deren Folgen wurde das geringere Gewicht in früheren Jahren als ausschlaggebend für den oberen, totalen Zahnersatz erachtet.

B r a u n (7) hebt als weitere Vorteile das schnelle Einschleifen, das Fehlen der Nebengeräusche beim Kauen, wie es bei Porzellanzähnen vorkommt, und die direkte Verbindung der Zähne mit dem Prothesenbasismaterial hervor.

Zu den Vorteilen der Kunststoffzähne gesellten sich aber einige nachteilige Eigenschaften.

Neben der Verfärbung durch verschiedene Agenzien, wie sie in der Mundhöhle vorkommen, und der geringen Härte, lag der Hauptmangel in der hohen Abrasion.

Der Meinung B r a u n s (7), die Kunststoffzähne hätten eine dem natürlichen Zahn entsprechende Abrasion, kann nicht zugestimmt werden.

H e n n i c k e (20) fand auch, daß die bisher verarbeiteten Kunststoffzähne als zu hoch abriebfähig angesehen werden

müssen. Seiner Meinung nach besteht die stärkste Abnutzung dann, wenn gleiche Kunststoffprodukte gegeneinander reiben. Hierbei tritt die Adhäsions-Abriebwirkung auf.

B ö h l (6) führt in seiner Arbeit ein Beispiel für die Folgen dieser Nachteile an :

> "Totaler oberer und unterer Ersatz mit Kunststoffzähnen wurde 10 Jahre getragen. Durch zu starke Abrasion bekam das Gesicht einen zusammengesunkenen Ausdruck; weiterhin trat eine artificiell erzeugte Progenie und eine Arthritis beider Kiefergelenke mit Einschränkung der Kautätigkeit auf".

Um diese Mißstände beheben zu können, versuchte zum Beispiel R e h m (29) durch Kombination von Porzellan- und Kunststoffzähnen bessere Erfolge zu erzielen. Er gliederte seinen Patienten im Oberkiefer Zahnersatz mit Kunststoffzähnen und im Unterkiefer Ersatz mit Porzellanzähnen ein. Porzellan fand im Unterkiefer deswegen Verwendung, weil die Patienten die Einstoffprothesen als zu leicht empfanden.

Nach einem halben Jahr war auf Grund von starker Abrasion der leichte Überbiß der oberen Frontzähne in einen Kopfbiß übergegangen. Die weitere Tragezeit brachte durch ständige Abrasion der oberen Zähne eine progene Bißlage mit dem äußeren Kennzeichen des Bulldoggengesichts.

Bei der Härteprüfung der Kunststoffzähne stieß man auf Schwierigkeiten. Um genaue Ergebnisse zu erzielen, mußten viele Faktoren berücksichtigt werden.

S t r a c k (34) meint, daß die Bestimmung der Härte in Form von Messungen der Eindruckoberfläche bzw. der Eindrucktiefe bei Kunststoffen nicht angewandt werden kann. Es entstehen durch die Rückfederung viel zu hohe Werte.

F r e n z (14) bestimmte die Härte unter Last mit dem von K u n t z e entwickelten Gerät.

B ö h l (6) fand, daß Härte und Abrieb bei Kunststoffen eine nicht erwartete direkte Beziehung zeigen. Sein Vergleich aus Härte- und Abriebprüfungen zeigt an, daß harte Stoffe geringen und weiche Stoffe starken Abrieb haben.

O n t r u p in E i c h n e r (11) meint, "daß die Abrasionsfestigkeit vernetzt-molekularer Kunststoffzähne der linear-molekularer gleichzusetzen ist, wenn nicht gar geringer anzunehmen ist, da mit der Vernetzung ein fast spröder Zustand erreicht wird, der den Abrieb begünstigt".

K ö r b e r (22) ließ Kunststoffplättchen 5 Tage im Munde tragen. Danach wurden Ritzhärteprüfungen gemacht. "Die Ritze waren bei den im Munde getragenen Plättchen im Durchschnitt um 12 % breiter. Der Widerstand gegen Zerkratzen ist demnach durch das Tragen im Munde geringer geworden".

Eine weitere Anforderung, die an Kunststoffzähne gestellt werden muß, ist die Widerstandsfähigkeit gegen Lösungsmittel.

K r a f t (23) stellte in Versuchen fest, daß "die mit jeglicher mechanischer Bearbeitung verbundene Reibungswärme die Oberflächenschicht des Kunststoffes plastifiziert und sie in der Bearbeitungsrichtung verschiebt. 'Friert' sie beim Abkühlen 'ortsverändert' ein, so befindet sie sich gegenüber den tiefer gelegenen Schichten in einer Zwangslage. Benetzt man derartige Zonen mit organischen Lösungsmitteln, so rückt sich diese verschobene Schicht wieder zurück, wobei sie an unzähligen Stellen aufreißt. Es entstehen 'Entspannungsrisse' ".

S t r a c k (34) betonte, daß in der zahnärztlichen Prothese nicht ein Werkstück, sondern ein Therapeutikum gesehen werden muß. Die Dosierung sind die Formgestaltung und die Materialeigenschaften, zum Beispiel die Abriebfestigkeit und das Verhalten zu Lösungsmitteln, die den natürlichen Zähnen gleich sein sollten.

Die Industrie bemühte sich, dem Verlangen der Zahnärzte nach Kunststoffzähnen mit den geforderten Eigenschaften nachzukommen.

Man ging dazu über, den strukturellen Aufbau der Kunststoffe zu ändern. Die durch die reaktionsfähige Kohlenstoffdoppelbindung des Methacrylsäuremethylesters bei der Polymerisation entstandenen Fadenmoleküle wurden durch Zusatz geeigneter Substanzen zweidimensional aneinandergefügt. Diese sogenannte "Vernetzung" soll die Eigenschaften der Kunststoffzähne wesentlich verbessert haben.

Nach S c h r e i b e r (31) sollen sich durch die ca. 100 Vernetzer für die Verbesserung der Kunststoffe in der Zahnheilkunde noch viele Möglichkeiten eröffnen.

Das Auftreten von Quellungs- und Lösungsreaktionen, wie sie beim Zusammenkommen mit Monomeren und Alkoholen feststellbar waren, sollen durch die Querverbindungen in Form des Vernetzens aufgehoben bzw. sehr gemildert worden sein.

O n t r u p (27) zeigt, wenn er einige Zähne aus vernetztem und unvernetztem Material in wassergefüllten Reagenzgläsern 3 Stunden 100°C aussetzt, daß bei allen Zähnen Rißbildungen zu erkennen waren. Im Vernetzten Material waren sie schmaler und kürzer.

Untersuchungen ergaben, daß die Elastizität der linearmakromolekularen Kunststoffe wesentlich besser ist als die der vernetzten, was sich in einer gewissen Versteifung des Gefüges und der dadurch bedingten schwachen Herabsetzung der Abrasionsfestigkeit zeigt. Die Kombination beider Polymerisationsprodukte könnte zum idealen Kunststoff führen. Zumindest kann eine Verringerung der Abrasion erwartet werden.

Andererseits wird die Homogenität der Verbindung von Zahn zu Basiskunststoff als nicht mehr so einwandfrei hingestellt.

Als weiterer Versuch, die physikalischen Eigenschaften der Kunststoffe zu verbessern, sei noch die Vergütung erwähnt. Hierbei handelt es sich um einen Vorgang, bei dem die Zähne einer Wärmenachbehandlung unterworfen werden, um das Material optimal zu verdichten und vorhandene Spannungen auszugleichen.

Die Herstellungsverfahren der Firmen für Kunststoffzähne sind nicht näher zu erfahren.

Nur die verschiedenen Angaben wie :

solvent resistant (SR),
cross Linked,
craqueleefest (cf),
vernetzt,
vernetzt und unvernetzt in bester Kombination
oder vergütet

deuten an, daß man bestrebt ist, ein in seinen Eigenschaften günstiges Produkt auf den Markt zu bringen.

B. Spezielles

Folgende Fabrikate von Zähnen (Nr. 1-11, 17, 18) und folgende Kunststoffe für Kronen- und Brückenverkleidung (Nr. 12, 13, 16 als Naß-Polymerisate und 14, 15 als Autopolymerisate) standen bei den experimentellen Untersuchungen zur Verfügung:

1 =	Sirius Rex SR - vernetzt	Fa. L. W i l d e, Niederwalluf
2 =	Luxopal unvernetzt	Zahnfabrik Bad Nauheim
3 =	Luxopalit SR - vernetzt	Zahnfabrik Bad Nauheim
4 =	Fluorplast unvernetzt	Fa. H u t s c h e n r e u t h e r
5 =	Biocross SR - vernetzt	Fa. D e T r e y, Wiesbaden
6 =	Diacryl SR - vernetzt und unvernetzt	Fa. L. W i l d e, Niederwalluf
7 =	Lumin - Acryl vergütet	Fa. V i t a, Säckingen
8 =	Denta - Pearl SR - vernetzt	Fa. I v o c l a r, Schaan Liechtenstein
9 =	Vivodent SR - vernetzt	Fa. I v o c l a r, Schaan Liechtenstein
10 =	Ihdent - A vernetzt	Fa. K. I h d e, Oberstdorf
11 =	Planuplast unvernetzt	Fa. L. W i l d e, Niederwalluf
12 =	Ivoclar Kronen- und Brückenmaterial SR - vernetzt	Fa. I v o c l a r, Schaan Liechtenstein
13 =	Palapont vernetzt	Fa. K u l z e r, Homburg v. d. H.
14 =	Palavit 55 schwach vernetzt	Fa. K u l z e r, Homburg v. d. H.
15 =	Palaferm vernetzt	Fa. K u l z e r, Homburg v. d. H.

16 = Kronen- und Brückenmaterial SR - vernetzt — Fa. L. W i l d e, Niederwalluf

17 = Multiplast cf - vernetzt — Fa. K u t s c h e n r e u t h e r

18 = Luxopylux unvernetzt — Zahnfabrik Bad Nauheim

a) Mechanische Prüfungen an Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial

1. Bestimmung der Dichte

Für die Eingliederung einer totalen Oberkieferprothese, vo allem bei ungünstigen Gaumenverhältnissen, ist das geringe spezifische Gewicht der Kunststoffzähne von großer Bedeutung, da das Gesamtgewicht der Prothese sehr niedrig gehal ten werden kann.

Das spezifische Gewicht beträgt für Methacrylsäuremethylester 0,935 g/cm^3 . Der polymere Ester dagegen hat eine Dichte von 1,18 g/cm^3 , was auf eine Schrumpfung bei der Polymerisation zurückzuführen ist.

Zur Bestimmung des spezifischen Gewichtes der einzelnen Kunststoffzähne bediente ich mich der Methode nach Archimedes.

An der Sartorius-Selekta-Waage wurde das Trockengewicht jedes einzelnen Kunststoffzahnes bestimmt, indem der Zahn an einem indifferenten Roßhaarfaden aufgehängt und gewogen wurde. Diese Wägung ergibt das "ermittelte Gewicht" (a).

Anschließend mußte das "Tauchgewicht" (b) des Kunststoffzahnes in aqua destillata ohne anhaftende Luftblasen

bei $20^{o} \pm 2^{o}C$ ermittelt werden.

Die Differenz aus Trockengewicht (a) und Tauchgewicht (b) ist der Auftrieb (c).

$$(c = a - b)$$

Das spezifische Gewicht (D) wird danach aus Trockengewicht dividiert durch den Auftrieb ermittelt :

$$D = a : c = g/cm^3$$

Die spezifischen Gewichte der einzelnen Fabrikate sind aus Tabelle 1 und in der graphischen Darstellung Nr. 1 ersichtlich.

Der Durchschnitt entspricht mit 1.18 g/cm^3 dem oben für polymere Ester angegebenen Wert.

F r e n z (14) führt weitere Vergleichswerte an, zum Beispiel für

Porzellan mit 2.33 g/cm^3,
Dentin mit 2.14 g/cm^3 und
Schmelz mit 2.30 g/cm^3

Der keramische Zahn ist demnach um annähernd das Doppelte schwerer. Die graphische Darstellung Nr. 2 zeigt eine Gegenüberstellung verschiedener zahnärztlich gebrauchter Werkstoffe zu den eigenen Ergebnissen.

Als Ergebnis der Dichtebestimmung kann festgestellt werden, daß die Auto- und Naßpolymerisate im Durchschnitt ein geringeres spezifisches Gewicht haben als die im Trockenpreßverfahren hergestellten Kunststoffzähne.

D (Auto- und Naßpolymerisate) im Durchschnitt = 1.16 g/cm^3

D (Kunststoffzähne) im Durchschnitt = 1.20 g/cm^3

	Fabrikat	D in g/cm^3
Kunststoffzähne	1	1.19
	2	1.21
	3	1.21
	4	1.21
	5	1.21
	6	1.20
	7	1.21
	8	1.21
	9	1.18
	10	1.20
	11	1.19
Kronen- und Brückenmaterial	12	1.19
	13	1.11
	14	1.12
	15	1.17
	16	1.19
Kunststoffzähne	17	1.20
	18	1.20

Tabelle 1

Spezifische Gewichte der Fabrikate 1-18

2. Abriebfestigkeit

Sehr entscheidend für die Güte und die Verwendbarkeit von Kunststoffzähnen ist ihre Abriebfestigkeit.

H e n k e l (18) hatte festgestellt, daß Kunststoffzähne, die im Spritzgußverfahren hergestellt waren, einen besonders großen Abrieb aufwiesen. Der Druck in der Preßform war zu gering und zu unterschiedlich. Damit ergab sich ein lockeres Gefüge innerhalb des Zahnes. Das heute bei der Herstellung angewandte Trockenpreßverfahren brachte eine Verbesserung, da es unter hohem, direkten Druck und bei 160° bis 200 °C abläuft.

Als Polymer wird eine Kombination von linear-molekularen und vernetzten Kunststoff verwendet.

Voraussetzung für einen Abriebtest sind gleiche Bedingungen. Es wurden Molaren ausgewählt, die am größten Äquator einen Umfang von 30 mm hatten. Aus der Literatur war bekannt, daß Kunststoffzähne von außen nach innen einen Härteunterschied aufwiesen.

Beschliffene Zähne wären daher ungeeignet gewesen.

Die Versuche wurden mit einem Prüfgerät zur Abriebbestimmung von Gummi durchgeführt, das in Abbildung 1 wiedergegeben ist.

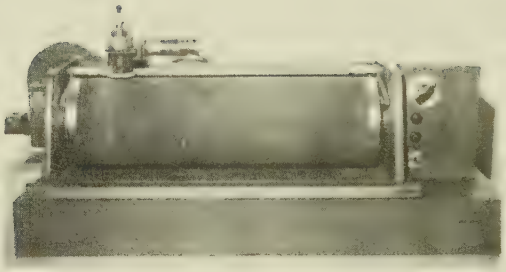


Abb. 1 Abriebgerät

Es handelt sich um eine Schleifvorrichtung, die eine drehbar gelagerte waagerechte Walze besitzt. Diese wird mit einem Schmirgelbogen bespannt. Der Probenhalter drückt die Probe mit einer Kraft von 1 kg auf die Reibefläche. Er dreht sich dabei selbst um seine Achse und führt 100 Umdrehungen bei einem Reibeweg von 40 Meter aus.

Ein Erwärmen der Zähne während des Abriebs ist wegen der geringen Bewegung der Walze (8 1/3 U/Min) auszuschließen.

Die Schleifvorrichtung wurde mit Schmirgelpapier der Körnung 150 F belegt. Zur Ermittlung der genauen Angriffsschärfe wurde jeder einzelne Bogen mit Testgummi doppelt geprüft. Der Mittelwert diente zur Berechnung des Abriebes. Für jeden Kunststoffzahn oder Prüfkörper wurde ein neuer Schmirgelbogen benutzt.

Die Raumtemperatur bei der Prüfung betrug $21^{o} \pm 1^{o}C$.

Um die Zähne in der Halterung des Abriebgerätes befestigen zu können, mußten sie auf Kunststoffzylinder mit einem Durchmesser von 16 mm aufgebracht werden.

Mit Hilfe eines Paralleldrückers wurden sie bis zu einer bestimmten Höhe in schnellhärtenden Kunststoff gedrückt. Dadurch konnte ein gleichmäßiger Abrieb aller Höcker von Anfang des Versuches an gewährleistet werden.

Die vorbereiteten Proben sind in der Bildtafel 1 zu sehen.

Prüfkörper von Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung wurden vor dem Versuch parallel geschliffen.

Die Fabrikate 17 und 18 konnten dieser Abriebprüfung nicht unterzogen werden, da hiervon nur Frontzähne angefertigt werden.

Im Versuch sollte nicht nur der Abrieb beim gleichen Schliffweg festgestellt werden, sondern auch, ob ein Unterschied im Abrieb der Höcker und nach Verlust der Höcker besteht.

Versuche ergaben, daß die Höckerformationen im allgemeinen nach 40 Umdrehungen vollkommen abgerieben waren. Dabei trat ein Gewichtsverlust von 2/5 zum Gesamtabrieb ein.

Da auch der zurückgelegte Abriebweg 2/5 zum Gesamtweg (100 Umdrehungen) betrug, ist daraus zu schließen, daß die Abriebfestigkeit der Höcker und im Innern des Zahnes gleich ist und daß selbst die besondere Gestaltung der Höcker für die Menge des Abriebs bedeutungslos ist.

Von den 11 Zahnfabrikaten und den 5 Fabrikaten für Kronen- und Brückenverkleidung wurden je 3 Proben abgerieben und daraus ein Mittelwert gebildet.

Der Gewichtsverlust wurde auf 0,1 mg genau gewogen.

Mit Hilfe dieser Angaben konnte dann der Abrieb in mm^3 berechnet werden.

Dazu diente folgende Formel :

$$\text{Abrieb} = \frac{\text{Gewichtsverlust} \times 175^{x)}}{\text{Angriffsschärfe} \times \text{Dichte}} = mm^3$$

x) = Angriffsschärfe des Testbogens bei langsamer Umdrehung

Die Tabelle 2 enthält die gefundenen Ergebnisse dieser Versuchsreihe.

Zur optischen Veranschaulichung der Abriebmenge wurden die Kunststoffzähne vor (Abb. 2) und nach (Abb. 3) dem Test in gleicher Stellung fotografiert und durch Übereinanderprojektion dieser beiden Aufnahmen die Höhe des Abriebs dargestellt (Bildtafel 2).

Abb. 2
Vor dem
Abriebtest

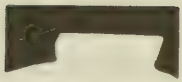


Abb. 3
Nach dem
Abriebtest

Die Ergebnisse sind in einer graphischen Darstellung (Nr. 3) gezeigt.

Folgende Ergebnisse sind gefunden worden :

1. Es besteht in den Durchschnittsabriebwerten kein Unterschied zwischen vernetztem und unvernetztem Material, wenn auch die einzelnen prozentualen Abrieowerte Schwankungen unterliegen.

2. Der Abrieb ist mengenmäßig überall gleich, ob es sich um großhöckerige Zähne oder solche mit einer fast glatten Kaufläche handelt.

3. Es konnte festgestellt werden, daß die im Naßpolymerisationsverfahren gefertigten Blocks der Kunststoffe für Kronen- und Brückenverkleidung (Nr. 12, 13-16) geringere Abriebwerte erbrachten, also abriebfester waren. Die Autopolymerisate (Nr. 14 und 15) kommen diesen Kunststoffen annähernd gleich.

Tabelle 2

Abrieb von Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung verschiedenen Ursprungs bei $21^{\circ} \pm 1^{\circ}C$

Nr. 12, 13 und 16 sind im Naß-Polymerisationsverfahren und Nr. 14 und 15 im Kalt-Polymerisationsverfahren hergestellte Kunststoffprüfkörper.

Fabrikat	Nach 40 Umdrehungen			Nach 100 Umdrehungen		
	in mm^3	in mg	in %	in mm^3	in mg	in %
1	6,71	61,2	15,58	16,59	151,2	38,5
2	5,36	54,7	12,66	13,09	133,5	30,9
3	5,26	52,9	14,66	13,08	131,6	36,4
4	5,87	55,8	12,92	13,82	137,1	31,7
5	6,78	58,6	14,33	16,95	152,1	37,3
6	5,97	58,3	10,67	15,14	147,9	27,6
7	7,05	66,5	19,13	17,22	162,5	46,7
8	5,57	55,2	13,87	13,99	138,8	34,8
9	7,48	71,3	11,31	18,11	172,7	27,4
10	7,02	74,3	21,79	16,87	178,7	52,5
11	6,43	63,5	13,83	16,35	161,5	35,1
12	7,90	73,0	3,82	18,11	167,5	8,9
13	7,30	67,6	3,56	17,52	162,2	8,5
14	8,09	73,8	4,14	19,19	175,0	9,8
15	8,41	80,1	3,97	19,23	183,2	9,0
16	7,93	73,5	3,72	18,71	173,5	8,7

3. Härtebestimmung

In der Technik ist die Härte als Widerstand eines Körpers, dem er einen eindringenden, noch härteren Körper entgegenzusetzen vermag, definiert.

Die Metallkunde und andere Industriezweige benutzten die Prüfverfahren nach Brinell, Vickers oder Rockwell. Man bestimmt die Härte der Werkstücke durch die Eindruckoberfläche, die eingedrückte Fläche bzw. die Eindrucktiefe.

Bei weicheren Metallen führten die Untersuchungen zu keinen befriedigenden Ergebnissen, da diese Arten elastisch sind und sich die eingedrückte Form nach der Belastungsrücknahme wieder verändert.

Vergleiche waren daher nicht möglich.

S t r a c k (34) hob hervor, daß diese Verfahren bei den Kunststoffen nicht angewandt werden können. Er begründet dies folgendermaßen :

"Bei den Kunststoffen wirkt sich die Elastizität dieser Materialien ungünstig auf die Meßergebnisse aus. Durch die Rückfederung entstehen viel zu hohe Brinellwerte als sie der Härte des Materials eigentlich zukommen. Man darf also zur Durchführung solcher Messungen nicht einfach bekannte technische Erfahrungen auf die Untersuchungen der Kunststoffe übertragen. Am wenigsten dürfen Brinellproben an Kunststoffen irgendwie in Vergleich gesetzt werden zu solchen an Metall".

Das Verfahren nach Mc. L e a n ist abzulehnen, da er spröde und elastische Materialien ohne Unterscheidung prüft.

Da man bestrebt war, auch die Kunststoffe untereinander nach ihrer Härte zu ordnen, bemühte man sich, eine geeignete Methode zu finden.

K u n t z e entwickelte ein für die Kunststoffprüfung brauchbares Gerät, das die Eindrucktiefe unter Last in bestimmten Zeitabschnitten bestimmt.

Auf dieses Verfahren aufbauend hat F r e n z (14) unter Berücksichtigung der Kunststoffe Härteprüfungen mit einer Stahlpyramide durchgeführt. Bei diesen Untersuchungen handelte es sich um fabrikneue Zähne, die keine Rückschlüsse auf Zähne zulassen, welche im Gebrauch dem Speichel ausgesetzt werden. Nach dem gleichen Prinzip arbeitet auch das zur Anwendung gekommene Kunststoffhärteprüfgerät 565 b der Firma Karl F r a n k (Abb. 4).

Es wird jedoch nicht mit einer Stahlpyramide, sondern mit einer Stahlkugel gearbeitet, die auswechselbar ist und in verschiedenen Größen vorliegt. Für die zu prüfenden Kunststoffzähne erwies sich die Kugel mit dem Durchmesser von 2,5 mm und einer Last von 25 kg als geeignet.

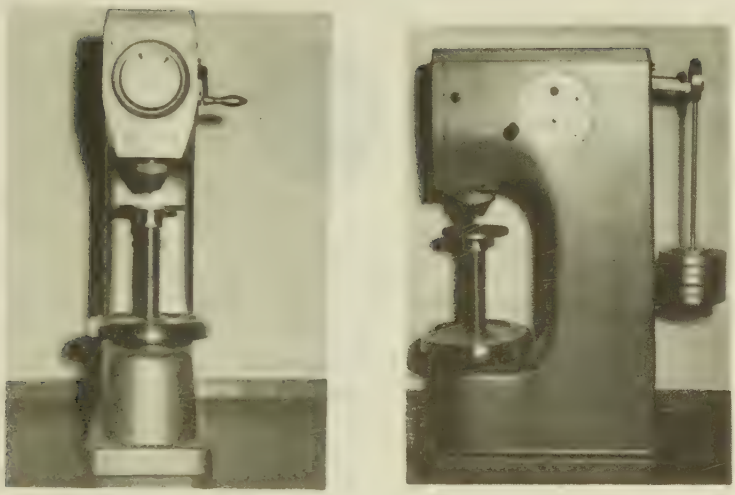


Abb. 4

Kunststoffhärteprüfer 565 b

der Firma Karl F r a n k

Für diese Versuche wurden fabrikneue Zähne verwendet, die nur der Prozedur der Prüfkörperherstellung unterzogen wurden. Diese kommt der Verwendung der Zähne im Prothesenbasismaterial annähernd gleich. Große Zähne wurden getrennt und in Formen mit schnellhärtendem Kunststoff so eingebettet, daß die geschliffene Zahnfläche frei von Autopolymerisat blieb. Nach Aushärtung des Sockels wurden je 3 Proben der einzelnen Fabrikate planparallel geschliffen und anschließend unter Vermeidung von Wärmeentwicklung auf Hochglanz poliert (Abb. 5).

Abb. 5

Gesockelte Kunststoffzähne,
zur Härteprüfung vorbereitet.

Die so vorbereiteten Prüfkörper wurden auf den Teller des Prüfgerätes gebracht und bis zum Anschlag der Kugel an den zu messenden Punkt nach oben gedreht. Beide Zeiger der Meßuhr mußten die Stellung 0 (null) erreicht haben. Durch Umlegen eines Hebels wurde die bis dahin gesperrte Last freigegeben. Im gleichen Augenblick mußte die Stoppuhr gedrückt werden und die Messungen begannen.

Nach 10 und 60 Sekunden wurden die Eindringtiefen in Millimeter abgelesen. An den 3 Zähnen eines jeden Fabrikates wurden je 10 Messungen durchgeführt. Die Meßpunkte lagen bei allen Zähnen an gleichen Stellen, wie in Abb. 6 und Abb. 7 gezeigt.

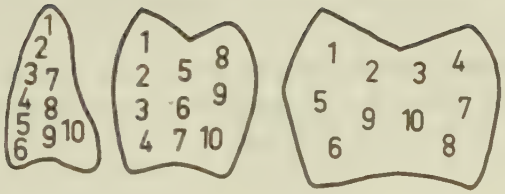


Abb. 6

Lage der Meßpunkte an den verschiedenen Zähnen

Abb. 7

Meßpunkte an Prüfkörpern für Kunststoffe zur Kronen- und Brückenverkleidung

Aus der folgenden Formel wurde anhand der Mittelwerte, errechnet aus den 30 Einzelmessungen, die Härte in kg/cm^2 errechnet.

Die Tabelle 3 gibt die gefundenen Meßwerte und die Härte wieder.

In den graphischen Darstellungen Nr. 4 und Nr. 5 werden der Anstieg der Härte von 10 Sekunden zu 60 Sekunden und die einzelnen Härtewerte gezeigt.

$$H = \frac{P \times 10000}{D \times \pi \times h} = kg/cm^2$$

P = Kugelbelastung in kg (im Versuch 25 kg)

D = Durchmesser d. Kugel (" " 2,5 mm)

h = Eindrucktiefe in 0,01 mm

π = 3,1416

Tabelle 3

Härte von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial

	in kg/cm^2 u. kg/mm^2		unter einer Last von 25 kg	
	10 sec.	60 sec.	H=kg/cm^2	H=kg/mm^2
1.	1393,4	1307,0	1350,2	13,50
2.	1530,5	1429,4	1480,0	14,80
3.	1264,9	1166,7	1215,8	12,16
4.	1471,5	1368,4	1420,0	14,20
5.	1326,1	1235,2	1280,7	12,81
6.	1317,0	1226,6	1271,8	12,72
7.	1448,6	1376,8	1412,7	14,13
8.	1346,5	1253,1	1299,8	13,00
9.	1304,9	1236,8	1270,9	12,71
10.	1456,7	1356,9	1406,8	14,07
11.	1488,0	1381,8	1406,8	14,35
12.	1488,1	1370,7	1429,4	14,29
13.	1366,1	1273,0	1319,6	13,20
14.	1388,9	1288,7	1338,8	13,39
15.	1508,2	1408,5	1458,4	14,58
16.	1360,5	1267,4	1314,0	13,14
17.	1582,3	1453,5	1517,9	15,18
18.	1472,8	1371,7	1422,3	14,22

Als Ergebnis aus dieser Untersuchungsreihe kann, besonders unter Berücksichtigung der Ergebnisse von F r e n z (14), gesagt werden, daß die jetzt im Handel befindlichen Kunststoffzähne härter geworden sind. F r e n z gibt nach 10 Sekunden Belastung im Durchschnitt eine Härte von 13,07 kg/mm^2 an. Der errechnete Mittelwert meiner Untersuchungen ergibt nach 10 Sekunden Belastung H = 14,18 kg/mm^2.

Einen besonders hervorzuhebenden Unterschied in der Härte zwischen vernetztem und unvernetztem Material gibt es nicht. Kleine Unterschiede gehen in den Einzelabweichungen der Fabrikate unter. Daß das Fabrikat 17 (vernetzt) das "härteste" und Fabrikat 3 (ebenfalls vernetzt) das "weichste" Produkt ist, soll dies zeigen.

Ein Vergleich der Härte von Kunststoffzähnen zur Härte von Kunststoffen für Kronen- und Brückenmaterialien läßt erkennen, daß im Durchschnitt keines der beiden Materialien in dieser Eigenschaft besser ist.

$H_{\text{Kunststoffzähne}} = 13{,}69$ kg/mm^2 und

$H_{\text{Kronen- und Brückenmaterial}} = 13{,}72$ kg/mm^2

Bei der Verwendung in Zahnersatz unterliegen die Kunststoffzähne Bedingungen, die sich auf die Härte auswirken könnten. Aus dem Grunde wurden Prüfkörper, in gleicher Weise wie beschrieben hergestellt, 15 Tage einer speichelähnlichen Flüssigkeit bei 37°C ausgesetzt. Verwendet wurde neutrale Calberla-Lösung. Sie ist folgendermaßen zusammengesetzt :

In 100 ccm destilliertem H_2O werden gelöst :

0,4 g Kaliumchlorid,
0,4 g Natriumphosphat,
0,3 g Natriumchlorid und
0,3 g Calciumchlorid.

Diese Lösung wird mit Kohlensäure gesättigt, mit 100 ccm H_2O verdünnt und abschließend mit 50 ccm 1%iger Natriumsulfatlösung versetzt.

Nach Entnahme aus der Lösung und Trocknung beließ ich diese Prüfkörper 40 Tage in einer feuchten Kammer.

Nach dieser Zeit wurden wiederum an je 3 Prüfkörpern insgesamt 30 Härteprüfungen durchgeführt, wie oben angegeben.

Folgende Mittelwerte ergeben sich aus den Messungen (Tabelle 4) :

Tabelle 4

Härte von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial nach Lagerung in Calberla-Lösung:

	H nach 10 sec.	H nach 60 sec.	H in kg/cm^2	H in kg/mm^2
1.	1440,9	1347,7	1394,3	13,94
2.	1529,1	1440,9	1485,0	14,85
3.	1233,0	1144,2	1188,6	11,89
4.	1420,5	1336,9	1378,7	13,79
5.	1200,4	1132,5	1166,5	11,67
6.	1447,0	1331,5	1389,3	13,89
7.	1494,7	1408,5	1451,6	14,52
8.	1267,4	1210,6	1239,0	12,39
9.	1377,4	1308,9	1343,2	13,43
10.	1488,1	1396,6	1442,4	14,42
11.	1466,3	1366,2	1416,3	14,16
12.	1506,8	1425,1	1465,9	14,66
13.	1149,4	1071,8	1110,6	11,11
14.	1501,5	1396,6	1449,1	14,49
15.	1408,5	1321,0	1364,8	13,65
16.	1331,9	1248,4	1290,2	12,90
17.	1366,1	1278,6	1322,4	13,22
18.	1494,7	1396,6	1445,7	14,46

Nachfolgend nun eine Gegenüberstellung der Prüfungsergebnisse von fabrikneuen Zähnen und denen, die in Calberla-Lösung vorbehandelt wurden (Tabelle 5) :

Tabelle 5

Vergleich der Härte von fabrikneuen und vorbehandelten Kunststoffzähnen sowie Kronen- und Brückenmaterial

(Mittelwert aus je 30 Messungen)

Härte in kg/cm^2

	fabrikneu	Lagerung über 15 Tage in Calberlascher Lösung und Trocknung
1.	1261,9	1394,3
2.	1338,1	1485,0
3.	1024,1	1188,6
4.	1573,8	1378,7
5.	1376,9	1166,5
6.	1361,7	1389,3
7.	1357,9	1451,6
8.	1290,1	1239,0
9.	1302,2	1343,2
10.	1400,6	1442,4
11.	1356,2	1416,3
12.	1429,4	1465,9
13.	1319,6	1110,6
14.	1338,8	1449,1
15.	1458,4	1364,8
16.	1314,0	1290,2
17.	1517,9	1322,4
18.	1422,3	1445,7

Die graphischen Darstellungen Nr. 6, 7 und 8 zeigen den Vergleich in Diagrammen.

Ergebnis :

Von den 13 zu prüfenden Kunststoffzähnen ergaben nach der Vorbehandlung in Calberla-Lösung 9 höhere Härtewerte als sie bei den gleichen fabrikneuen Zähnen gemessen wurden.

Bei den 5 zu untersuchenden Kronen- und Brückenmaterialien ergaben nur 2 nach diesem Test höhere Härtewerte.

Die Annahme, daß es sich bei den härter gewordenen Materialien um vernetzte oder unvernetzte handeln könne, findet keine Bestätigung.

Von beiden, im Aufbau verschiedenen Zähnen, wurden einige "weicher"und andere wieder "härter".

Die Unterschiede der Ergebnisse sind nicht einheitlich.

b) Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterial in ihrem Verhalten gegenüber chemischen Reagenzien.

1. Allgemeines und Flüssigkeitsaufnahme

Zu den geforderten Eigenschaften für eine erfolgreiche Anwendung von Kunststoffzähnen gehören neben der Abriebfestigkeit, Härte und Gewebsfreundlichkeit die Unquellbarkeit und die Widerstandsfähigkeit gegen Lösungsmittel.

Die früher auf dem Markte erschienenen Kunststoffzähne, bei denen die makromolekularen Ketten linear angeordnet waren, zeigten neben ihrer hohen Elastizität auf Grund dieser Konstitution Quellungserscheinungen und nach Kontakt mit Reagenzien Lösungserscheinungen.

K r a f t (23) meint, daß es sich bei den Lösungserscheinungen in Form von Rißbildungen um eine durch Oberflächenbearbeitung entstandene Verlagerung der Gefügeteilchen handelt, die zum Beispiel beim Polieren entstehen kann. Nach Abkühlung wird dieser Verlagerungszustand fixiert. Der nun durch Reagenzien hervorgerufene Spannungsausgleich der Moleküle zeigt sich in Form von Rissen (Craquelierung) = Entspannungsrißbildung.

S w e e n e y, B r a u e r und S c h o o n o v e r (35) bringen die Rißbildung mit der Wasseraufnahme bzw. -abgabe der Kunststoffe während des Polymerisationsvorganges in Verbindung. In einer späteren Arbeit kommen S w e e n e y, Y o s t und F e e (36) in noch eindeutigerer Weise zu dem Ergebnis, daß die Wasseraufnahme ein wesentlicher Faktor beim Phänomen der Rißbildung sei.

Da durch die Quellung die Molekülabstände größer werden, kommt es gleichzeitig auch zu einer Verringerung der Haltekräfte.

In jedem Falle führt der Quellungsvorgang zu einer Gewichts- und Volumenzunahme des Kunststoffes. Dies geschieht in vivo durch Speichel- und Flüssigkeitsaufnahme. Die Folge davon sind Verminderung der Härte und der Abnutzungsbeständigkeit.

Eine Bestätigung hierfür dürfte die in der Praxis auffällige Erscheinung sein, daß Kunststoffzähne in der ersten Zeit der Inanspruchnahme zunächst geringen, nach einiger Zeit vermehrten Abrieb zeigten.

Um diesen Nachteil zu beseitigen, gab man dem Monomeren Verbindungen mit zwei Doppelbindungen im Molekül bei. Während der Polymerisation werden dadurch an den Fadenmolekülen Seitenketten hervorgerufen, die durch ihren Zusammenschluß ein Netzwerk bilden. Nach dem Anteil der vernetzbaren Substanzen eines Kunststoffes erhält man schwer lösliche, unlösliche oder unquellbare Produkte.

Nach Angaben der Industrie können die Erscheinungen des Quellens sowie der Riß- und Sprüngebildung damit beseitigt, mindestens aber beträchtlich gemindert werden.

Gekennzeichnet wurde diese Art von Kunststoffzähnen mit SR = solvent resistant oder cf = craqueleefest. Die folgenden Untersuchungen waren darauf gerichtet, festzustellen, ob es trotz Vernetzung nooh zum Quellen und zur Rißchenbildung kommt.

Es wurden je 4 fabrikneue Zähne im Anlieferungszustand auf 0,1 Milligramm genau mit der Sartorius-Selekta-Waage gewogen und anschließend mundähnlichen Verhältnissen ausgesetzt, indem sie 15 Tage lang in Calberla-Lösung (künstlicher Speichel) bei 37°C gebracht und täglich einmal durchgeschüttelt wurden. Nach 4 und 15 Tagen erfolgte die Wägung. Vorher mußten die Zähne mit nicht fasernden Filterpapier getrocknet und 15 Minuten an der Luft gelagert werden. Es

war durch Versuche festgestellt worden, daß den Zähnen 2 Minuten nach der Herausnahme aus der Lösung und ihrer sorgfältigen Trocknung äußerlich noch so viel Wasser anhaftet, daß die Ergebnisse stark verfälscht waren.

Die Ergebnisse (Tabelle 6) werden in Prozent angegeben, da eine Angabe in Milligramm Vergleiche wegen der unterschiedlichen Größe der verwendeten Zähne nicht zuließ.

Tabelle 6

Flüssigkeitsaufnahme von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial

Fabrikat	Gewichtszunahme in %		Fabrikat	Gewichtszunahme in %	
	nach 4 Tg.	nach 15 Tg.		nach 4 Tg.	nach 15 Tg.
1	0,72	1,17	10	0,79	1,29
2	0,58	1,05	11	0,61	1,06
3	0,69	1,11	12	1,04	1,34
4	0,67	1,13	13	1,01	1,53
5	0,71	1,10	14	1,05	1,64
6	0,92	1,65	15	0,99	1,63
7	0,74	1,18	16	1,00	1,39
8	0,66	1,10	17	0,67	1,22
9	0,81	1,22	18	0,60	1,12

Es zeigt sich, daß jedes Fabrikat, ob vernetzt oder unvernetzt, eine Gewichtszunahme aufweist. Die graphischen Darstellungen Nr. 9, 10 und 11 veranschaulichen ganz deutlich die Aufnahme von Flüssigkeit. Bei Kunststoffzähnen beträgt die durchschnittliche Flüssigkeitsaufnahme 1,18 %, bei Kronen- und Brückenmaterial 1,51 % .

Verhalten fabrikneuer Zähne und unbehandelter Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung

Durch Versuche konnte bewiesen werden, daß trotz vernetzter Kunststoff-Grundsubstanz Flüssigkeit aufgenommen wird.

Wie es sich mit der im allgemeinen Kapitel angeführten Erscheinung der Craquelierung verhält, soll durch weitere Versuche überprüft werden.

In der Literatur findet man verschiedene Mittel angegeben, die bei Prüfungen zur Anwendung kommen sollen. Über die Dauer der Einwirkung werden sehr unterschiedliche Ansichten vertreten.

S p r e n g (33) ließ Lösungsmittel auf die Prüfkörper während eines Zeitraumes von 20 Minuten bis 48 Stunden wirken. Andere Autoren hingegen gingen mit der Behandlung lösender Agenzien bis auf wenige Sekunden zurück.

Um die Zähne wirklich zu testen, wird man nicht nur sehr kurze Zeiten anwenden können, sondern es müssen im Versuch härtere Bedingungen an das Material gestellt werden, um in vivo allen Anforderungen gerecht zu werden.

In den folgenden Versuchen brachte ich die Kunststoffzähne mit chemischen Mitteln in Berührung, die im zahnärztlichen Bereich, sei es im Labor oder während der Behandlung, oft angewandt werden.

Dazu gehören vor allem das Monomer, Xylol und die Jodtinktur.

Diese Mittel wurden aus folgenden Gründen gewählt :

1. Monomer : Seine Einwirkung ist oft möglich, wenn Reparaturen mit Autopolymerisaten im Labor durchgeführt werden. Auch beim Legen von Kunststoff-Füllungen oder bei Reparaturen an Kunststoffkronen oder -verkleidungen wird es benutzt.

2. Xylol : Dieses Benzolderivat findet Verwendung zum Entfetten. Schon im zahntechnischen Laboratorium wird es häufig zur Säuberung der Prothese nach dem Polieren benutzt, aber auch bei der zahnärztlichen Behandlung findet es Verwendung.

3. Jodtinktur : Sie wird als alkoholische Verbindung zur Keimfreimachung oft angewendet und kann daher mit Kronen und Zähnen in partiellen Prothesen in Berührung kommen.

Für die erste Versuchsreihe sind fabrikneue Kunststoffzähne im Anlieferungszustand und selbst hergestellte Prüfkörper aus Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung verwendet worden. Die hieraus gefundenen Ergebnisse sollen zum Vergleich bei den weiteren Versuchen dienen.

1. Versuchsreihe :

Es wurden je Fabrikat zwei Kunststoffzähne bzw. -prüfkörper eine Minute lang in monomere Flüssigkeit gelegt, zwei weitere 2 Minuten und die beiden letzten 5 Minuten. Nach der Behandlung trocknete ich die Zähne und Prüfkörper mit Fließpapier und ließ sie zwei Stunden bei Raumtemperatur von 21°C offen liegen. Danach wurden sie 10 Sekunden lang mit einer Jodtinktur behandelt, um Sprünge festzustellen. Anschließend erfolgte die Betrachtung mit der Lupe; 10 Stunden danach mit dem binocularen Mikroskop bei 16- und 40facher Vergrößerung.

Bei dieser Betrachtung diente zum Vergleich der jeweilige fabrikneue Kunststoffzahn bzw. -prüfkörper.

Versuche gleicher Art wurden mit Xylol (1,5 und 15 Minuten) und Jodtinktur (5 und 15 Minuten) durchgeführt.

Folgende Ergebnisse sind anzuführen :

Bei der Monomerbehandlung stellte sich heraus, daß die Fabrikate 1 + 3, 5 - 10 und 12 - 18 keine Veränderungen zeigten,

während die Fabrikate 2 und 4 die eine Minute dauernde Benetzung gut überstanden, zeigten sich doch bei 2 Minuten im Mikroskop feine Craquelierungen an den Preßrändern. Nach 5 Minuten konnte man gleiche Erscheinungen schon mit dem bloßen Auge bzw. mit der Lupenvergrößerung erkennen.

Am Fabrikat 11, einem unvernetzten Kunststoffzahn, wurden nach 1 und 2 Minuten Sprünge festgestellt. Nach 5 Minuten war der Zahn vollkommen craqueliert.

2. Versuchsreihe :

Die Xylolbehandlung und Trocknung wurde wie bei der Prüfung mit Monomer durchgeführt, nur waren die Benetzungszeiten auf eine, fünf und fünfzehn Minuten festgelegt. Es konnte folgendes festgestellt werden :

Außer der Gelb- bis Braunverfärbung durch die Jodtouchierung zur Kenntlichmachung eventueller Sprünge, konnten mit dem bloßen Auge keine Veränderungen festgestellt werden.

Nach 10stündiger Lagerung und Prüfung mit dem Mikroskop sah man, daß die Zähne der Fabrikate 4, 11 und 17 nach 1 Minute keine, nach 5 und 15 Minuten weniger starke bis starke Risse (meist an den Preßrändern), bei 11 auch die Kauflächen zeigten; während 1 - 3, 5 - 10, 12 - 16 und 18 frei von Veränderungen blieben.

3. Versuchsreihe :

Bei der 5 und 15 Minuten langen Lagerung der Zähne in Jodtinktur fielen die Ergebnisse wie folgt aus :

Außer der üblichen Gelb- bis Braunverfärbung der Ränder traten bei 11 nach 15 Minuten occlusale, palatinale und an Preßfahnen Sprünge auf. Bei 17 stellte ich im Mikroskop leichte, labial und an den Preßstellen gelegene Risse fest. Alle anderen Produkte behielten ihre normale Oberfläche bei, auch der Oberflächenhochglanz blieb erhalten.

Bildtafel 3 zeigt die Zähne zu diesen 3 Versuchsreihen.

3. Verhalten nach Lagerung in Calberla-Lösung

Es ist sinnvoll, die gleichen Versuche, wie sie an fabrikneuen Zähnen und unbehandelten Prüfkörpern aus Kronen- und Brückenmaterial durchgeführt werden, auch an Zähnen zu wiederholen, die 15 Tage in künstlichem Speichel (Calberlasche Lösung) bei 37°C gelegen hatten und danach 15 Tage der Raumtemperatur zur Trocknung ausgesetzt waren.

Es sollte festgestellt werden, ob die Einflüsse des Speichels eine Rißbildung verhindern oder fördern.

Vor der Behandlung der Zähne mit den bekannten drei Agenzien wurden sie mit dem fabrikneuen Stück verglichen. Bei 40facher Vergrößerung mit dem binocularen Mikroskop konnten Poren, wie sie auch am unbehandelten Zahn zu erkennen waren, als bläschenartig vergrößert festgestellt werden.

Die Versuche ergaben, daß bei Einwirkung von Monomer am Fabrikat 11 schon mit dem bloßen Auge Spalten feststellbar waren, während unter dem Mikroskop (16fache Vergrößerung) bei 1, 2, 5 und 17 an den Preßstellen feinste und bei 11, 13 und 14 stärkere Craquelierungen zu erkennen waren. Die übrigen Zähne zeigten keine sichtbaren Veränderungen.

Nach der Xylolbehandlung waren 1- 10, 12, 13, 15 und 18 frei von chemischen Veränderungen. 11 ließ nach 5 Minuten haarfeine Risse an den Preßfahnen und 14 stärkere Spalten erkennen. Bei 17 mußte Xylol 15 Minuten einwirken, um winzige Sprünge an Rauhigkeiten erkennen zu können, während bei 11 und 14 nach 15 Minuten starke Craquelée-Sprünge sich zeigten.

Am Ende der Jodtinkturprüfung sah man bei 1, 3 - 5, 9, 13, 17 und 18 an den Preßrändern winzige, bei 11 und 14 starke und bei den restlichen Produkten keine Einrisse.

Bildtafel 4 zeigt die Kunststoffzähne und Prüfkörper aus Kronen- und Brückenmaterial zu diesen 3 Versuchsreihen.

Verhalten nach Erhitzung in aqua destillata

Bei der Polymerisation des Basiskunststoffes werden die für die Prothese verwendeten Kunststoffzähne einer Temperatur von 100°C ausgesetzt, die folgendermaßen erreicht wird :

In 30 Minuten Wasser von 20° - 70°C erwärmen

30 Minuten bei 70°C halten

In 15 Minuten von 70°C auf 100°C erhöhen

anschließend 30 Minuten kochen und langsam abkühlen lassen.

Um nun diese Wasser- und Temperatureinwirkungen hinsichtlich der Rißbildung zu prüfen, wurden von jedem Fabrikat 5 Zähne in mit aqua destillata gefüllte Reagenzgläser gebracht und in einem Wasserbad 2 Stunden lang 100°C ausgesetzt. Nach anschließendem Abkühlen der Proben und Trocknen wurden sie 2 und 5 Minuten mit Monomer bzw. Xylol und 5 Minuten mit Jodtinktur behandelt. Die Darstellung der entstandenen Risse bei den mit Monomer und Xylol behandelten Proben erfolgte 10 Sekunden lang mit Jodtinktur.

Hier zeigten sich sehr eindeutige Resultate bei der Betrachtung mit dem Mikroskop.

Die Monomertouchierung ergab nach 2 Minuten, daß die Fabrikate 6, 8 - 10 und 12 - 16 keine Veränderungen zeigten, während 1 - 3, 5 und 17 feine und 4, 7, 11 und 18 starke Sprünge aufwiesen. Bei der anschließenden 5 Minuten langen Lagerung in Monomer zeigte sich, daß bei 8 - 10, 12, 13, 15 und 16 keine, bei 1, 3, 5, 14 und 17 feine und bei 2, 4, 7, 11 und 18 starke Risse zu erkennen waren.

Bildtafel 5 zeigt die Kunststoffzähne und Prüfkörper aus Kronen- und Brückenmaterial zu diesem Versuch.

Nach der 2 Minuten langen Xylolbehandlung waren an 2, 4 und 18 starke; 1, 5, 7, 11 und 17 feinste Sprünge zu sehen. Die restlichen Produkte dieser Versuchsreihe blieben ohne Veränderungen. Von den Zähnen, die 5 Minuten in Xylol gelegen hatten, craquelierten 1, 5, 7 und 17 fein; 2, 4, 11 und 18 stark und 3, 6, 8, 9 und 12 - 16 blieben unverändert.

Bildtafel 6 zeigt die Kunststoffzähne und Prüfkörper aus Kronen- und Brückenmaterial zu diesem Versuch.

Die Jodbehandlung überstanden 3, 6, 8, 12, 15 und 16 ohne Veränderungen, während 1, 5, 9, 10, 13 und 14 feine und 2, 4, 7, 11, 17 und 18 starke Craquelée-Sprünge aufwiesen.

Bildtafel 7 zeigt die Kunststoffzähne und Prüfkörper aus Kronen- und Brückenmaterial zu diesem Versuch.

Zum Schluß dieser Untersuchungsreihe ist noch erwähnenswert, daß trotz Kochen der Hochglanz der Zähne erhalten blieb.

Ergebnis :

Von den nicht vorbehandelten fabrikneuen Zähnen, die mit den 3 Reagenzien getestet wurden, zeigten unvernetzte und ein mit "cf" bezeichneter Kunststoffzahn Veränderungen.

Nach der Versuchsreihe mit Kunststoffzähnen und Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung, die vorher in Calberlascher Lösung gelegen hatten, überstanden neben den unvernetzten Materialien aus dem Versuch an fabrikneuen Zähnen auch einige mit "cf", "vernetzt" bzw. "schwach vernetzt" bezeichnete Produkte die Versuche nicht, ohne sich zu verändern. Daraus ist zu schließen, daß der Einfluß des Speichels die Rißbildung nicht verhindert, sondern eher noch fördert.

Durch das Erhitzen in aqua destillata und die anschließende Behandlung mit Monomer, Xylol bzw. Jodtinktur wurden fast alle Prüfkörper (außer 2 Kunststoffzähnen und 3 Kronen- und Brückenmaterialien) angegriffen und teilweise stark zerstört. Damit ist gezeigt worden, daß durch Wasser- und Temperatureinwirkung die Rißbildung wesentlich erhöht wurde.

) Farbbeständigkeit der Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterialien

Eine sehr wichtige Eigenschaft der Kunststoffe, besonders aber der Kronen- und Brückenmaterialien, sollte ihre Farbbeständigkeit sein.

Man unterscheidet endogene Verfärbungen, die durch chemische Veränderungen innerhalb des Kunststoffes und exogene, die durch Belag hervorgerufen werden.

Die Beschaffenheit der Oberfläche des Kunststoffes spielt dabei eine entscheidende Rolle.

Sind die Zähne durch chemische Reagenzien so zerstört worden, daß Risse die Oberfläche durchsetzen (ihre Tiefe wurde durch Mikroaufnahmen mit 2,5 mm angegeben), können sich Farbstoffe darin festsetzen und den Zahn verfärben. Dies zeigten die angeführten eigenen Untersuchungen, wo die Craquelee-Sprünge durch Jodtinktur dargestellt wurden.

Auch durch Beschleifen im zahntechnischen Labor oder am Patienten, sowie beim Entfernen der Preßfahnen in der Fabrik entstehen rauhe Stellen, die besonders empfindlich für Verfärbungen sind. Erfahrungsgemäß setzen sich an hochglanzpolierten Oberflächen Beläge und Farbstoffe nicht oder nur sehr schwer fest.

Durch die Quellung infolge von Flüssigkeitsaufnahme wird das Gefüge aufgeschwemmt; hier besteht die Möglichkeit des Verfärbens endogener Art.

1. Versuchsreihe

Mit der folgenden Untersuchung soll festgestellt werden, ob durch ultraviolette Strahlung eine Zahnverfärbung hervorgerufen wird.

Dazu wurden fabrikneue sowie 15 Tage in Calberla-Lösung gelegene und außerdem 2 Stunden lang 100°C ausgesetzte Kunststoffzähne 2, 5 und 8 Stunden ultravioletten Strahlen ausgesetzt.

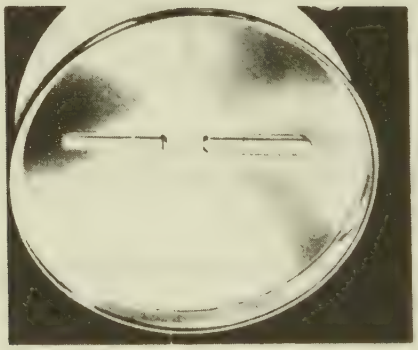


Abb. 8

Original-Hanau-UV-Lampe

Die "Original-Hanau"-UV-Lampe (Abb. 8) hatte einen Abstand von 25 cm zum Objekt und wurde halbstündlich in Betrieb gehalten nach jeweils viertelstündlicher Pause. Dies entspricht ungefähr den Bedingungen in vivo, denn niemand wird sich mit offenem Munde 8 Stunden ununterbrochen in die Sonne setzen. Außerdem geschah diese Wahl der Zeitabstände mit Rücksicht auf die Röhre der Lampe.

Nach 10 Tagen wurden dann die Objekte unter einer Xenon-Hochdruck-Farbprüfleuchte (Siemens) auf eventuelle Farbunterschiede im Vergleich zu dem dazugehörigen unbestrahlten

fabrikneuen und in Calberla-Lösung gelegenen Zahn überprüft.

Als Ergebnis konnte nach mehrfacher Kontrolle festgestellt werden, daß keine Farbunterschiede nach UV-Bestrahlung auftraten.

2. Versuchsreihe

Um auf exogene Verfärbungen zu prüfen, wurden wiederum fabrikneue, sowie 15 Tage in Calberla-Lösung gelegene und außerdem 2 Stunden auf 100°C in H_2O erhitzte Zähne verwendet.

Diese Versuche liefen bei Zimmertemperatur ab. Die Zähne wurden jeweils 12 Stunden in Rotwein bzw. Myrrhentinktur gebracht. Wein wurde deshalb genommen, weil es ein fruchtsäurehaltiges Getränk ist und Myrrhentinktur, da sie oft zu Spülungen, gerade von Prothesenträgern, Verwendung findet.

Festgestellt wurde, daß alle rauhen Stellen, besonders die Preßränder, stark gelb bzw. rot verfärbt waren. Kunststoffzähne, die 2 Stunden 100°C ausgesetzt waren, zeigten ebenfalls an den rauhen Stellen die stärksten Verfärbungen.

Von den mit Tinktura myrrhae behandelten und in Calberla-Lösung gelegenen Zähnen craquelierten die Fabrikate 2, 4, 7, 11 und 18, während von den Kunststoffzähnen und Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung, die mit Tinktura myrrhae behandelt wurden und vorher 2 Stunden in aqua destillata auf 100°C erhitzt worden waren, sich die Fabrikate 2, 4, 6, 7, 11, 13 und 18 veränderten.

Bildtafel 8 zeigt die optischen Ergebnisse dieser 2. Versuchsreihe.

Verfärbungen der polierten Oberflächen stellten sich als Beläge heraus. Sie konnten ohne Schwierigkeiten abgewischt werden.

Ergebnis :

Endogene Verfärbungen durch UV-Strahlen traten nicht auf. Ebenso verhielt es sich mit exogenen Verfärbungen des geprüften Materials durch Rotwein und Myrrhentinktur. Die als Verfärbungen anmutenden Beläge waren sehr leicht abwischbar.

Hervorzuheben wäre noch, daß die Untersuchungsobjekte, die vor der Behandlung mit Myrrhentinktur der Calberla-Lösung 15 Tage bzw. aqua destillata bei 100°C ausgesetzt waren und als "unvernetzt", "schwach vernetzt", "vergütet" oder "vernetzt und unvernetzt" deklariert sind, craquelierten und an diesen Stellen exogene Verfärbungen auftraten.

Der Rotwein zeigte diese Wirkung nicht.

C. Diskussion der Ergebnisse

Bei der Bestimmung des spezifischen Gewichtes der Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterialien nach Archimedes konnten im Durchschnitt die gleichen Werte ermittelt werden, wie sie von anderen vorher schon für Produkte des Methacrylsäuremethylesters festgestellt wurden.

Der Durchschnittswert liegt für Kunststoffzähne bei 1,20 g/cm^3 und für Kronen- und Brückenmaterial bei 1,16 g/cm^3 .

Es ergibt sich ein Gesamtdurchschnitt von 1,18 g/cm^3 .

Verschiedene Autoren geben an, daß vernetzte Kunststoffzähne durch die Versteifung des Gefüges eine gewisse Sprödigkeit besitzen und demzufolge die Werte des Abriebes gemindert seien. Bei den eigenen Untersuchungen konnte festgestellt werden, daß zwischen vernetztem und unvernetztem Kunststoff kein Unterschied besteht. - Wie die Werte bis zum völligen Höckerabrieb und vom Höckerabrieb bis zur 100. Umdrehung der Abriebmaschine ergeben, entfallen 2/5 der abgeriebenen Menge auf die ersten 40 Umdrehungen und der Rest von 3/5 Abriebmenge auf die restlichen 60 Umdrehungen. Da sich 40 Umdrehungen zu 60 Umdrehungen wie 2/5 zu 3/5 verhalten, ist erwiesen, daß der Abrieb mengenmäßig an allen Stellen des Kunststoffzahnes oder Kunststoffprüfkörpers gleich ist. Dies wird in der graphischen Darstellung Nr. 3 durch den geraden Verlauf der Strecken im Koordinatensystem von 0 bis 100 bestätigt.

Die Dichte der Lage der Werte zeigt außerdem, daß kein wesentlicher Unterschied im Abrieb vernetzter und unvernetzter Kunststoffe besteht. Jedoch lassen die Naßpolymerisate (Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung) wesentlich geringere Abriebwerte erkennen. - Aus diesen

Abriebversuchen muß geschlossen werden, daß sich eine Kunststoff-Fläche oder eine flächige Höckergestaltung wesentlich günstiger gegenüber abradierenden Wirkungen verhält. Da die Menge des Abriebs an allen Stellen eines Kunststoffzahnes gleich bleibt, ist es aus folgendem Grunde nicht ratsam, sie mit spitzen und hohen Höckern herzustellen. Sie würden bald der Abrasion anheimfallen und hätten damit einen Höhenunterschied von einigen Millimetern in kurzer Zeit hinterlassen, der sich ungünstig auf die sogenannte Bißhöhe und damit auf das Kiefergelenk auswirken wird oder in partiellen Prothesen bald zum Artikulationsverlust führt. Eine flächigere Höckergestaltung zeigt wohl die gleiche Abriebmenge, doch wäre die Abriebhöhe entschieden geringer. Außerdem wirken sich flache Höcker günstiger für die Artikulation aus.

Nach H e n k e l (18) soll neben der Höhe des Polymerisationsgrades auch der Zusammenbau durch zwei- bzw. dreidimensionale Verknüpfungen ausschlaggebend für die physikalischen Werte sein. -

Ein Unterschied in der Härte zwischen vernetzten und linear-verketteten Kunststoffzähnen und Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung konnte nicht festgestellt werden, da die linear-verketteten Prüfkörper mit ihren Härtewerten zwischen denen der vernetzten im Koordinatensystem der graphischen Darstellung Nr. 5 liegen. Die Härtewerte liegen zwischen 12,16 kg/mm^2 (Fabrikat 3) und 15,18 kg/mm^2 (Fabrikat 17). Zu erwähnen ist noch, daß die Werte der Eindringtiefen, mit Ausnahme der Fabrikate 7, 9 und 18, von Kunststoff zu Kunststoff annähernd in parallelen Abständen von 10" zu 60" abnehmen. Die graphische Darstellung Nr. 4 zeigt das sehr deutlich auf. -

Von besonderem Interesse scheint mir zu sein, daß nach der Lagerung der Kunststoffe in künstlichem Speichel mehr als die Hälfte (9 von 13 Kunststoffzähnen und 2 von 5 Kronen- und Brückenmaterialien) größere Härtewerte als die dazugehörigen fabrikneuen Zähne ergaben.

Selbst hier ist kein Unterschied an Zähnen mit vernetzter oder unvernetzter Struktur festzustellen.

Die Gegenüberstellungen sind in den graphischen Darstellungen Nr. 6 bis Nr. 8 zu sehen. Es ist anzunehmen, daß es zu einer Einlagerung von Calcium oder anderen Stoffen der Calberla'schen Lösung kommt. Einen Einfluß kann auch die verschieden gestaltete Oberfläche der Zähne haben. Früher verwendete man für Versuche dieser Art einfachere Lösungen wie physiologische Kochsalzlösung, welche eine Einlagerung von Calcium nicht ermöglichte. Bei der Calberla'schen Lösung handelt es sich dagegen um eine komplexe Lösung, die natürliche Bedingungen wiedergeben soll.

Im Abschnitt der Prüfung von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial gegenüber chemischen Reagenzien wird ersichtlich, daß die Meinung, alle Kunststoffzähne und Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung nehmen Flüssigkeit auf, seine Bestätigung findet. Die Aufnahme in den ersten 4 Tagen war sehr stark. Im Durchschnitt wurden 60 % der Gewichtszunahme vom 1. bis zum 4. Tage von insgesamt 15 Tagen erzielt. Eine Verbesserung hinsichtlich der vernetzten Kunststoffe konnte nicht festgestellt werden. Die unvernetzten Kunststoffzähne 2, 4, 11 und 18 zeigen gegenüber den vernetzten im Durchschnitt eine geringere Gewichtszunahme durch aufgenommene Flüssigkeit. Kronen- und Brückenmaterialien, die im Naßpolymerisationsverfahren hergestellt wurden, haben eine wesentlich höhere Gewichtszunahme ergeben.

Die von den Produzenten angegebene Eigenschaft der Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterialien resistent gegen chemische Lösungsmittel zu sein, konnte nicht immer bestätigt werden. Die vernetzten bzw. vergüteten Fabrikate hielten in den meisten Fällen den chemischen Einflüssen längere Zeit stand, ohne Craquelierungen zu zeigen. Die unvernetzten Proben craquelierten bei geringster Benetzung, ob fabrikneu oder vorbehandelt.

Unter den mit künstlichem Speichel vorbehandelten vernetzten Zähnen wurden einige Fabrikate schneller von den Reagenzien angegriffen. Noch ausgeprägter trat die nicht zu Recht angepriesene Eigenschaft "solvent resistant" bei Kunststoffzähnen und zahnfarbenen Kunststoffen auf, die der der Polymerisation gleichkommenden Behandlung 2 Stunden bei 100°C und dann der Einwirkung von Reagenzien ausgesetzt waren. Von den 18 zu prüfenden Produkten überstanden nur 5 (Fabrikat 8, 6, 12, 15 und 16) diesen Test ohne mikroskopisch sichtbare Veränderungen.

Die Ansicht von S w e e n e y, Y o s t, F e e, B a u e r und S c h o o n o v e r (35, 36), daß die Rißbildung mit der Flüssigkeitsaufnahme in Zusammenhang steht, kann auf Grund der eigenen Untersuchungen bestätigt werden.

Die Farbbeständigkeitsprüfungen zeigten, daß durch ultraviolette Strahlen, denen die Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterialien bis zu 8 Stunden ausgesetzt waren, keine endogenen Verfärbungen verursacht wurden.

Schwache exogene Verfärbungen traten nur dort auf, wo die Prüfkörper einer Temperatur von 100°C bzw. 15 Tage der Calberla'schen Lösung ausgesetzt waren und anschließend in Myrrhentinktur lagerten. In den entstandenen Sprüngen konnten sich gering Farbstoffe ablagern. Betroffen waren Fabrikate mit den Bezeichnungen "unvernetzt", "schwach vernetzt", "vergütet" oder "vernetzt und unvernetzt".

Bei allen anderen Versuchen handelte es sich nur um exogene Beläge, die leicht abwischbar waren.

II. Zusammenfassung

Untersucht wurden 13 der zur Zeit gebräuchlichsten im Trockenpolymerisationsverfahren hergestellten Kunststoffzähne, sowie 5 Naß- und Autopolymerisate für Kronen- und Brückenverkleidung verschiedener Hersteller. Sie werden mit "vernetzt", "unvernetzt", "schwach vernetzt", "vernetzt und unvernetzt", "craqueleefest" und "vergütet" bezeichnet.

Den Zahnarzt interessieren u.a. folgende Eigenschaften :

Abrasionsfestigkeit, Härte, Verfärbungen und Widerstandsfähigkeit gegen Lösungsmittel.

Die Abrasionsprüfungen wurden an 3 Zähnen und Kronen- und Brückenmaterial je Fabrikat nach vorangegangener Dichtebestimmung durchgeführt. Nach 40 und 100 Umdrehungen der Abriebmaschine konnte trotz verschiedenartiger Höckergestaltung und der Bezeichnung "vernetzt oder unvernetzt usw." bei den Kunststoffzähnen mengenmäßig gleicher Abrieb festgestellt werden. Daraus kann geschlossen werden, je größer die okkludierenden und artikulierenden Flächen der Kunststoffzähne bei der Funktion sind, desto geringer wird die Abrasion des Kunststoffes sein.

Bißhöhe und Kiefergelenk werden dabei weniger ungünstig beeinflußt. Geringere Abriebwerte brachten die Kronen- und Brückenmaterialien.

Für die Härteprüfungen (Härteprüfgerät nach F r a n k e) unter 25 kg Belastung nach 10 und 60 Sekunden wurden von allen Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterialien je 3 Stück mit je 10 Meßpunkten verwendet und ausgewertet. Ein besonderer Härteunterschied zwischen vernetzten und anderen Materialien wurde nicht festgestellt.

Im Vergleich zu einer früheren Untersuchung [F r e n z (14)] sind Kunststoffe im Durchschnitt härter geworden. Wenn Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterial

15 Tage in künstlichem Speichel (Calberla-Lösung) gelegen haben, wird der größte Teil von ihnen härter.

Alle Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterialien nehmen Flüssigkeit auf.

Bei der Prüfung auf Widerstandsfähigkeit gegen Lösungsmittel wurden fabrikneue, 15 Tage in Calberla-Lösung gelegene und 2 Stunden destilliertem Wasser von 100°C ausgesetzte Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterialien Monomer, Xylol und Jodtinktur einige Minuten ausgesetzt. Die Ergebnisse zeigten, daß von den fabrikneuen, nicht vorbehandelten Prüfkörpern die unvernetzten und ein mit "cf" bezeichneter Craquelierungen zeigten. Von denen hingegen, die vor der Behandlung mit den 3 Reagenzien 15 Tage in Calberla-Lösung gelegen hatten, craquelierten zusätzlich einige mit "vernetzt" und "schwach vernetzt" deklarierte Produkte. Den gleichen Test der in aqua destillata erhitzten Prüfkörper überstanden nur 2 Kunststoffzähne und 3 Kronen- und Brückenmaterialien.

Verfärbungen durch 8-stündige Bestrahlung mit ultraviolettem Licht traten nicht auf.

Resumé :

Vernetzte bzw. vergütete Kunststoffzähne und Kronen- und Brückenmaterialien sind im Vergleich zu früheren Materialien besser geworden.

IV Literaturverzeichnis

1. Ahlers, H.

Die Anwendung von Palapont in der Kronen- und Brückenprothetik
Med. Diss., Münster 1943

2. Arera, H.-J.

Mikroskopische Strukturuntersuchungen und vergleichende Biegefestigkeitsprüfungen dentaler Kunststoffe bei steigendem Volumen
Med. Diss., Münster 1959

3. Axelsson, B.

Über innere Spannungen in Acrylaten
Odont revy, Lund 4, H. 4, 350 (1953)

4. Bauer, W.

Die Methacrylära in der Zahnheilkunde
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 4, H. 18, 1165, 1949

5. Berger, H.

Untersuchungen über Oberflächen- und Farbveränderungen der Prothesenbasisstoffe aus Polymethacrylsäuremethylester
Med. Diss. v. 27.3.61 Berlin

6. Böhl, H.

Zur Frage der Abrasion und der Härte gebräuchlicher Kunststoffzähne
Med. Diss., Tübingen 1956

7. Braun, G.

Verwendung von Kunststoffzähnen bei abnehmbarem Zahnersatz
Med. Diss., Frankfurt 1943

8. Dewein, H.

Einführung in die zahnärztl. Kunststoffprobleme
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 13 H. 23, 1345, 1958

9. Dieterle, H.

Physikalisch-mechanische Eigenschaften des Cadurit
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 17, H. 19, S. 1338, 1962

10. Drum, W.

Porzellan und Kunststoff
Zahnärztl. Rdsch., H. 9, S. 311, 1941

11. Eichner, K.

Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung
Berlinische Verlagsgesellsch. G.m.b.H., 1960

12. Eichner, K.

Gingiva unter Kunststoff-Facetten
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 15 (1960), H. 6, S. 590

13. Freitag, H.

Festigkeitsuntersuchungen an den Kunststoffen Paladon und Palapont
Med. Diss., Tübingen 1951

14. Frenz, J.

Materialprüfungen an Kunststoffzähnen und Messungen ihrer Abrasion bei abnehmbarem Zahnersatz mit einer neuen Methode
Med. Diss., Berlin 1955

15. Geiger, G.

"Mißerfolge - unter die Lupe genommen"
Zahnärztl. Praxis 1960, S. 117 und 129

16. Hansen, U.

Über die Ursachen der Spannungsrißbildung an mechanisch bearbeiteten Oberflächen von Formkörpern aus Polymethacrylsäuremethylester (Paladon u...)
Med. Diss., Kiel 1954

17. Heinrich, F.

Kunststoffzähne
Zahnärztl. Welt, 1954 H. 2, S. 45

18. Henkel, G.

Der Kunststoffzahn und seine werkstoffkundl. Bewertung
Dtsch. Zahn-Mund-Kieferhk., Bd. 12, H. 4-6, 1949

19. Henkel, G.

Chemie, Physik und Technologie zahnärztl. Kunststoffe
J. Ambrosius Barth-Verlag, Leipzig 1949

20. Hennicke, A.

Strukturelle und technologische Untersuchungen an Kunststoffzähnen
Zahnärztl. Praxis, 1950, H. 2, S. 17

21. Junk, K.

Unerwünschtes in der Kunststofftechnik
Zahnärztl. Rdsch., 1947, H. 18, S. 280

22. Körber, E.

Oberflächenbearbeitung zahnärztl. Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 15 (1960) H. 6, S. 562

23. Kraft, E.

Über die Ursache der sogenannten Spannungsrisse an Kunststoffprothesen und Kunststoffzähnen
Dtsch. zahnärztl. Zschr., H. 10, S. 1189, 1955

24. Marx, H.

"Über die Härteuntersuchungen zahnärztlicher Kunststoffe"
Stoma 1964, H. 3, S. 234

25. Meyer, H.

Über Verfärbungen an der Oberfläche von Prothesenkunststoffen infolge fehlerhafter Bearbeitung - mit besonderer Berücksichtigung der sogenannten Spannungsrisse -
Dtsch. zahnärztl. Zschr., H. 15, S. 572, 1960

26. Münch, F. C.

Kunststoffzahn statt des im Vakuum gebrannten Mehrfarben-Porzellanzahnes
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 1957, H. 22, S. 1600

27. Ontrup, D.

Über Veränderungen an der Oberfläche von Kunststoffzähnen
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 14 (1960), S. 557

28. Rehak, R.

Experimentelle Studien zur Verbesserung der Qualität der Methacrylatendprodukte
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 13 (1958), H. 24, 1430

29. Rehm, H.

Die Bedeutung der Kunststoffzähne in der zahnärztl. Prothetik
Zahnärztl. Welt, 1948, H. 14, S. 352

30. Rink, G.

Die zahnärztlichen Kunststoffe
Zahnärztl. Welt, H. 22, S. 632, 1954

31. Schreiber, S.

Der Einfluß von Vernetzern auf verschiedene gebräuchliche Kunststoffe.
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 1962, H. 14, 1071

32. Schwickerath, H.

Die elastischen Eigenschaften der Methacrylate
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 16 (1961), H. 6, 478

33. Spreng, M.

Mitteilungen über Auflösungsversuche am Kunststoff "Palapont"
Schweiz. Mschr. Zahnhk., H. 3, S. 195, 1943

34. Strack, R.

Für und Wider Kunststoff
Dtsch. zahnärztl. Zschr., 1947, H. 4 und 5, S. 97;
H. 7 - 8, S. 241

35. Sweeney, W.T.; Brauer, G. M.; Schoonover, I. C.

Crazing of acrylic resins
I. Dent. Res., H. 34, S. 306, 1955

36. Sweeney, Yost, Fee, :

Physical properties of plastic teeth
I. Am. Dent. Ass., H. 56, S. 833, 1958

37. Teerling, K. P.

Untersuchungen über Kunststoffbearbeitung durch Schleifen
Med. Diss., Mainz 1955

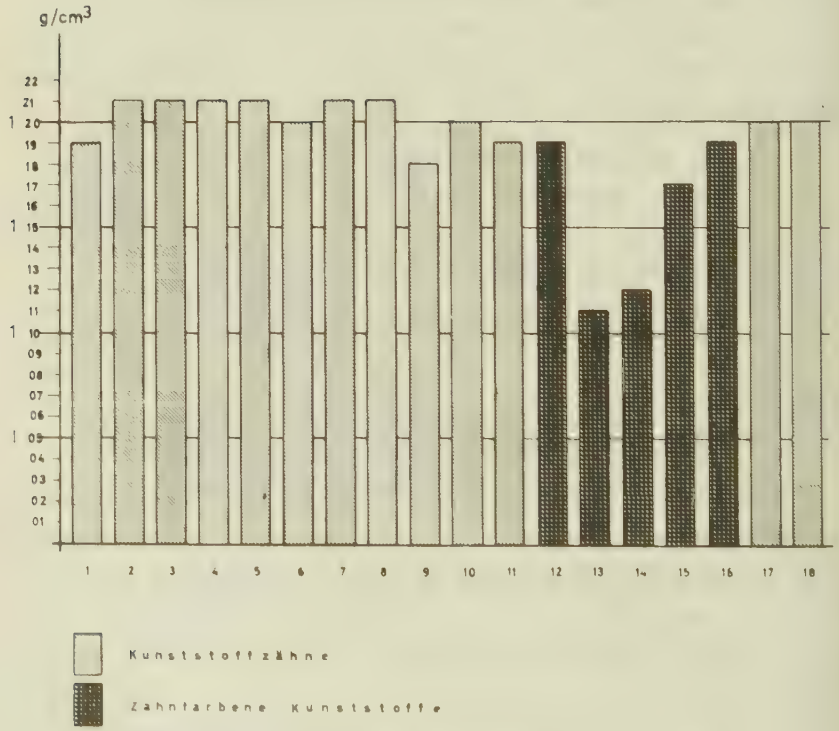
38. Werner, W.

Praktische Erfahrungen mit Kunststoffzähnen
Zahnärztl. Welt, 1949, H. 10. S. 264

39. Vollrath, J.

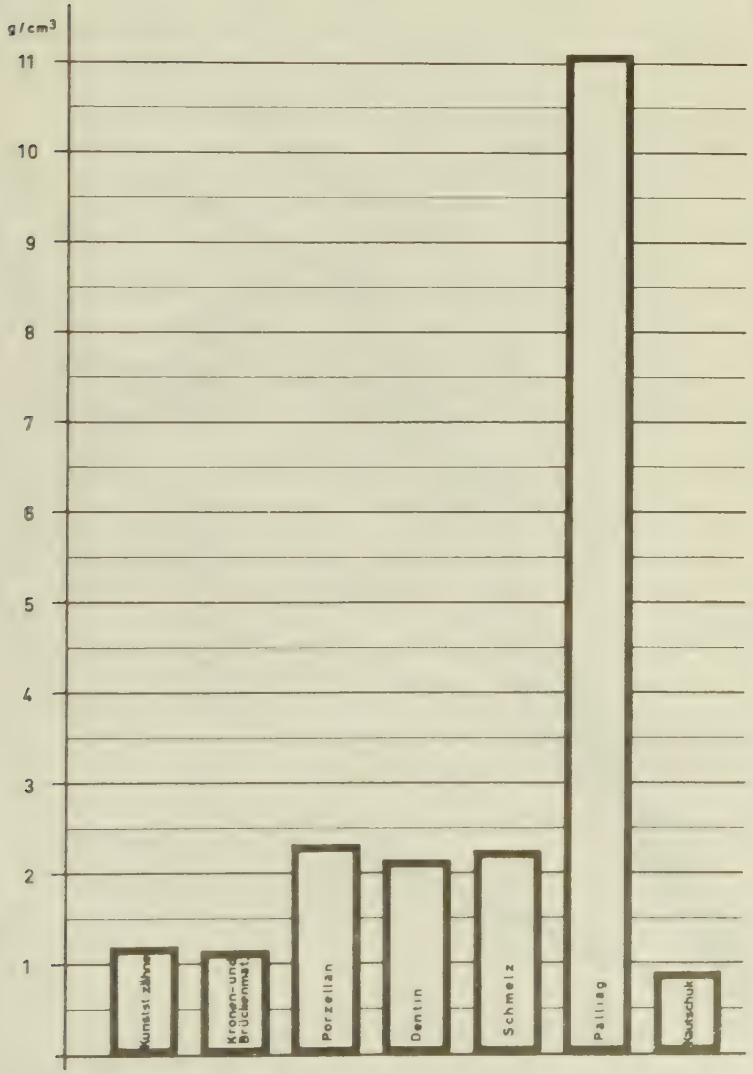
Das Palapont und seine Verarbeitung
Zahnärztl. Welt, H. 1, S. 14, 1948

Darstellung des spezifischen Gewichtes γ
von Kunststoffzähnen und zahnfarbenen Kunststoffen

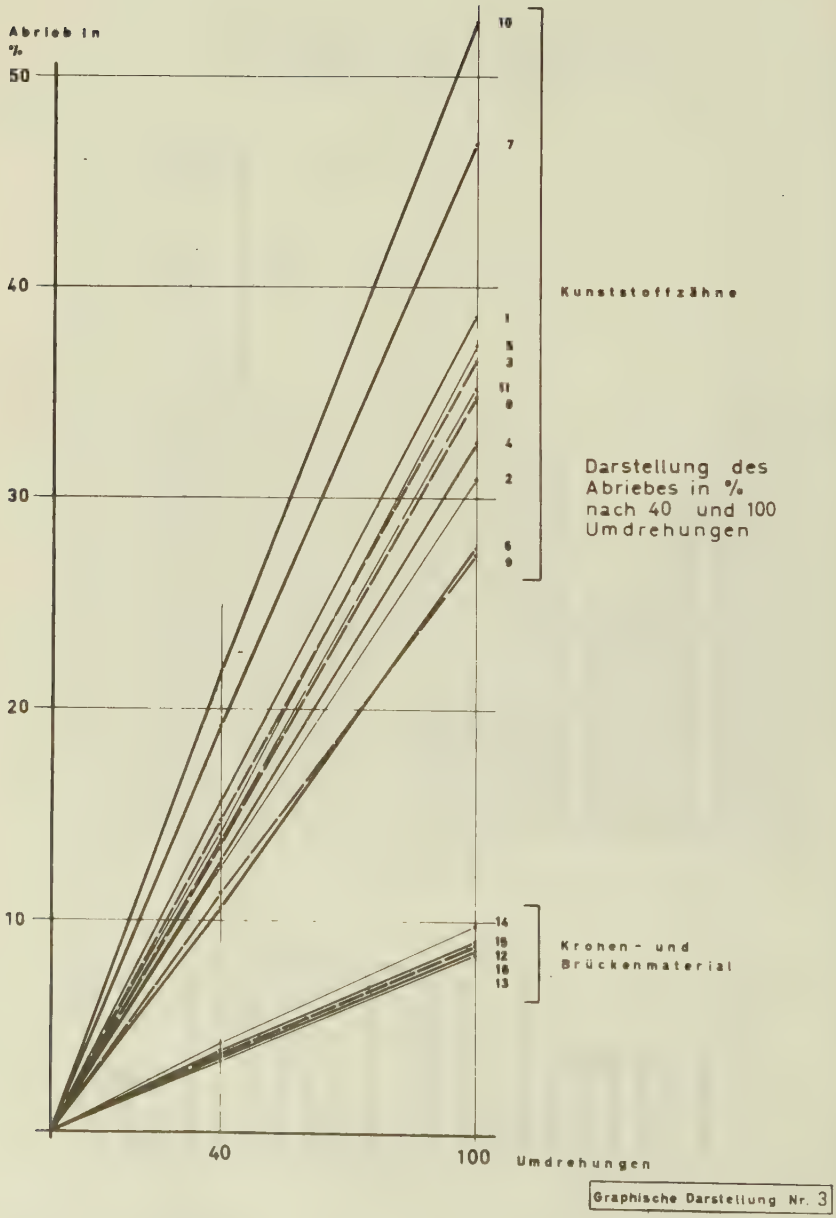


Graphische Darstellung Nr 1

Darstellung des spezifischen Gewichtes (γ)
zum Vergleich anderer Stoffe

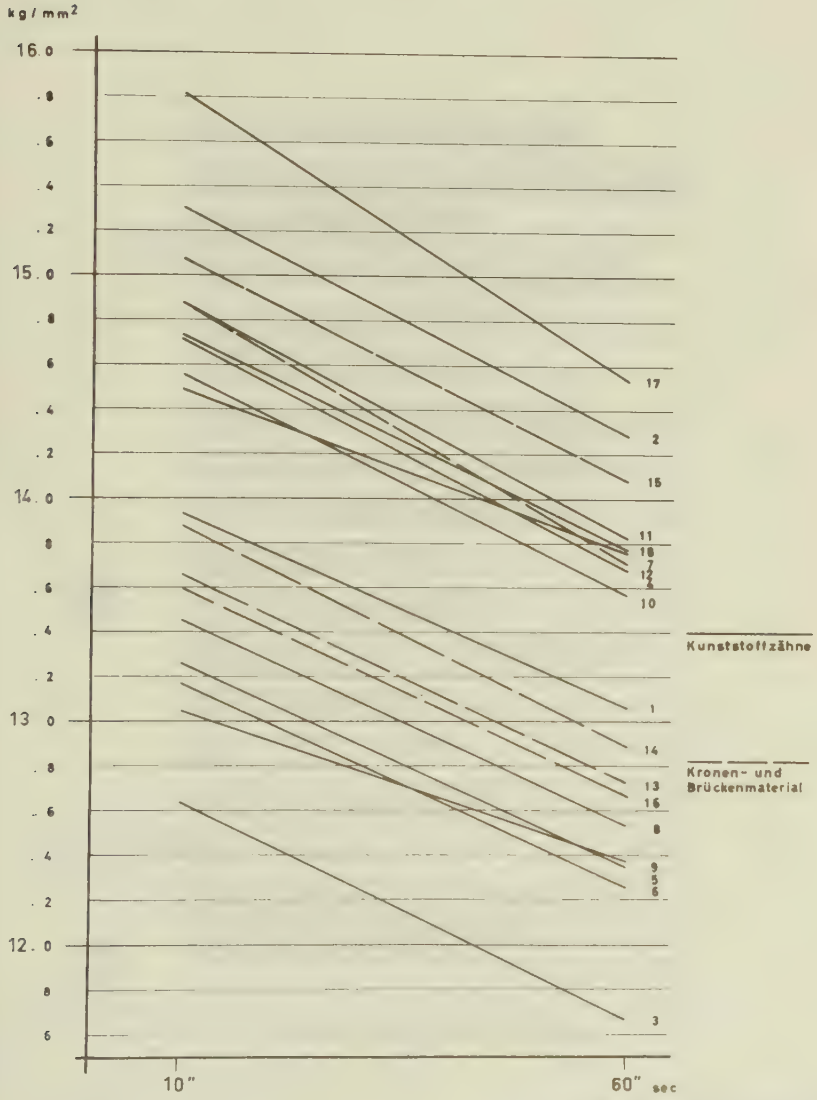


Graphische Darstellung Nr. 2

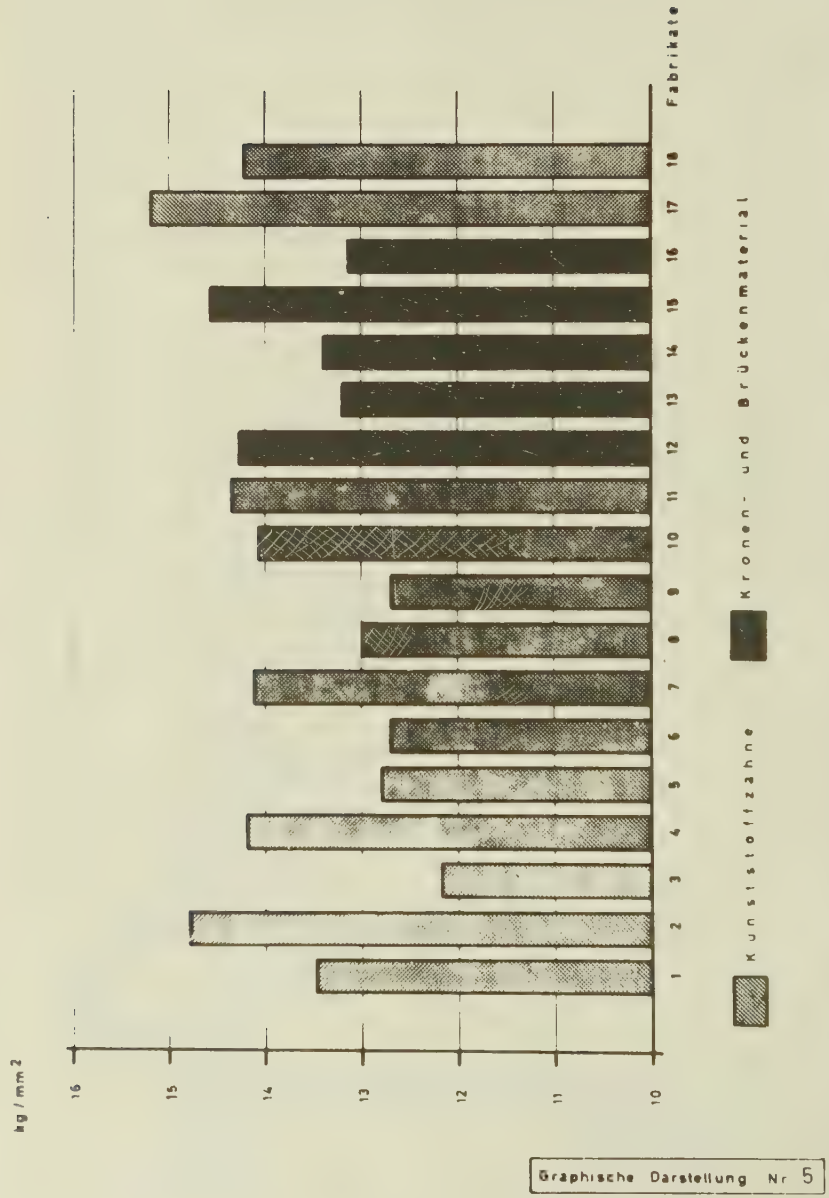


Graphische Darstellung Nr. 3

Härtebestimmung nach Brinell
Eindringtiefen nach 10 und 60 Sekunden

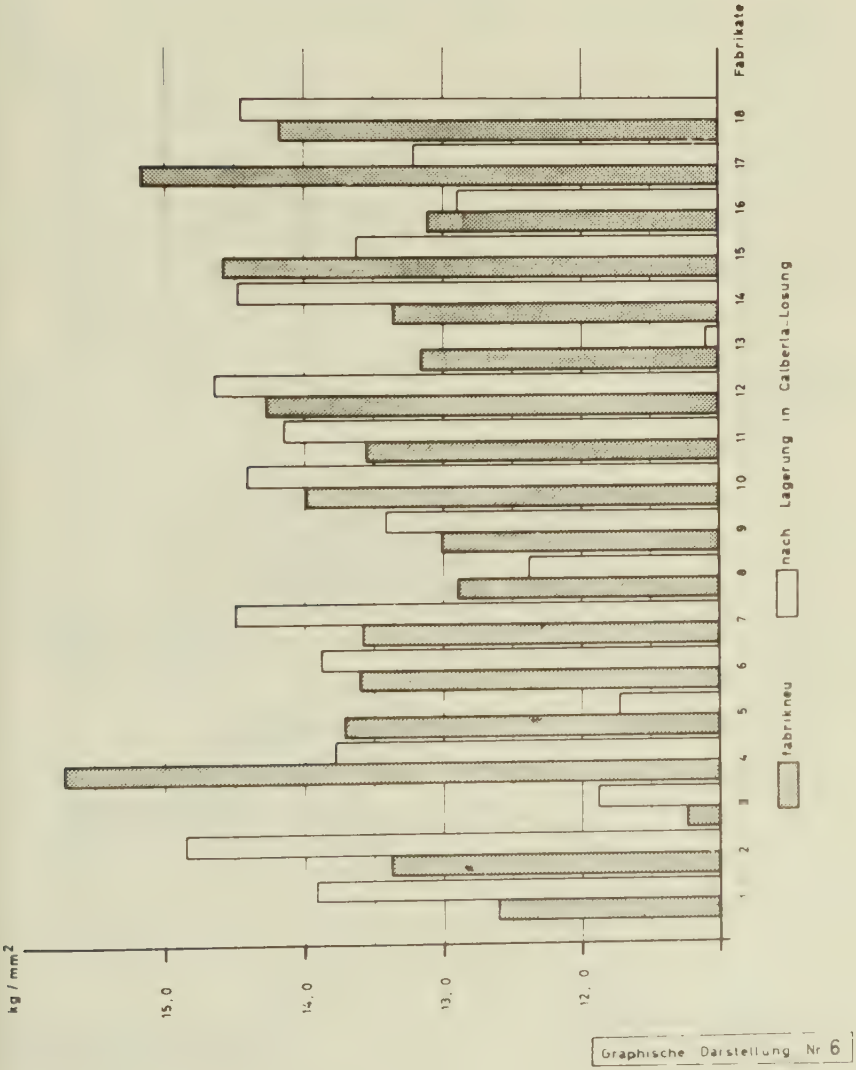


Graphische Darstellung Nr. 4

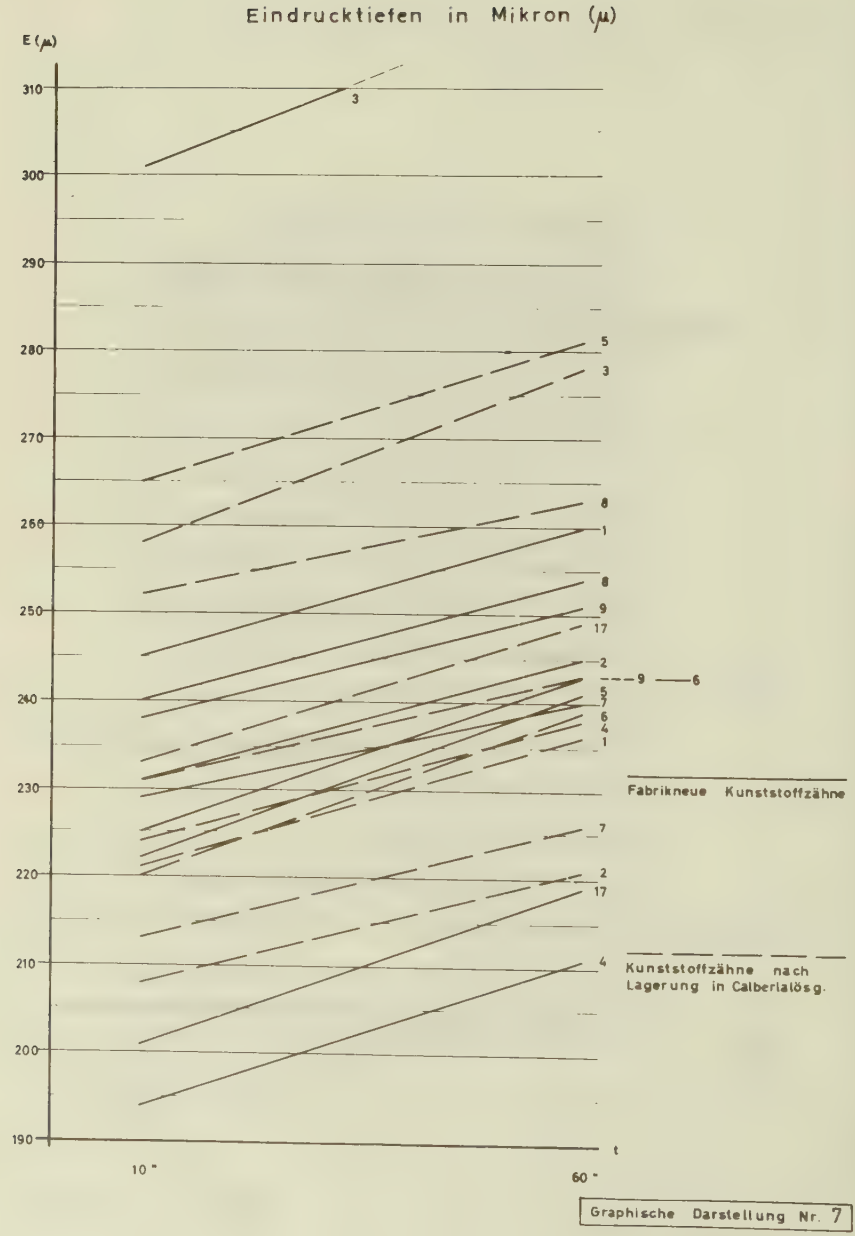


Graphische Darstellung Nr 5

Härtevergleich von fabrikneuen zu in Calberla-Losung gelagerten Kunststoffzahnen und Kronen- und Brückenmaterialien

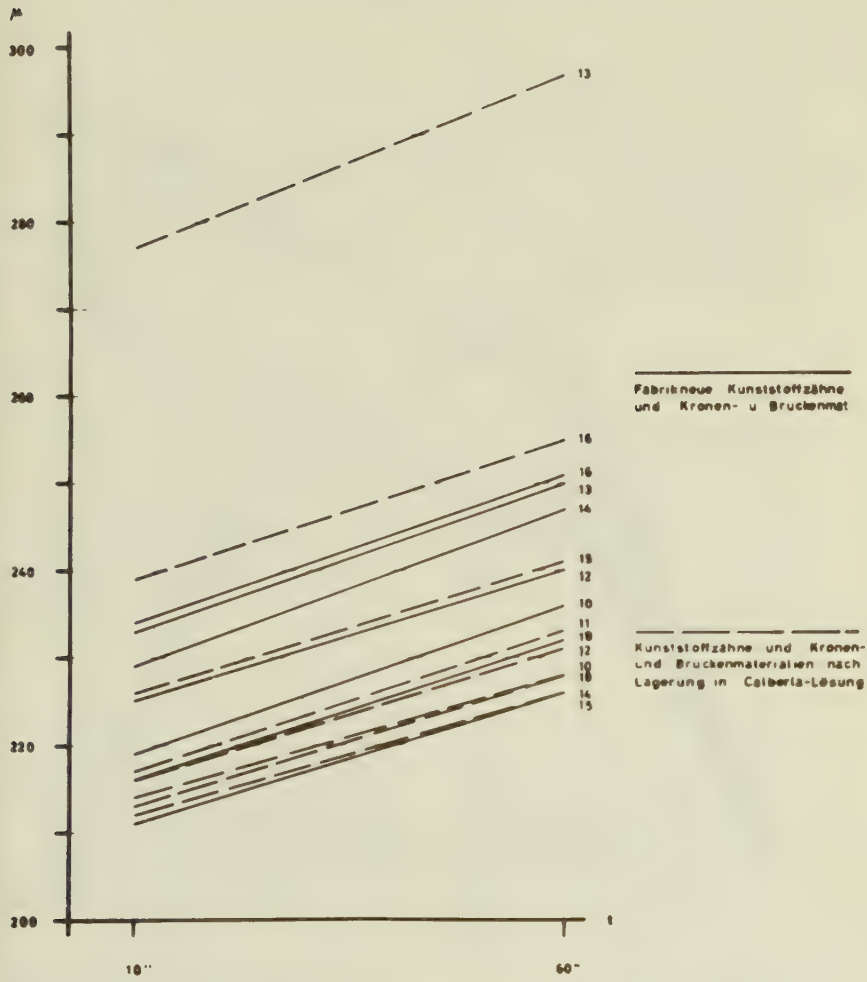


Graphische Darstellung Nr 6



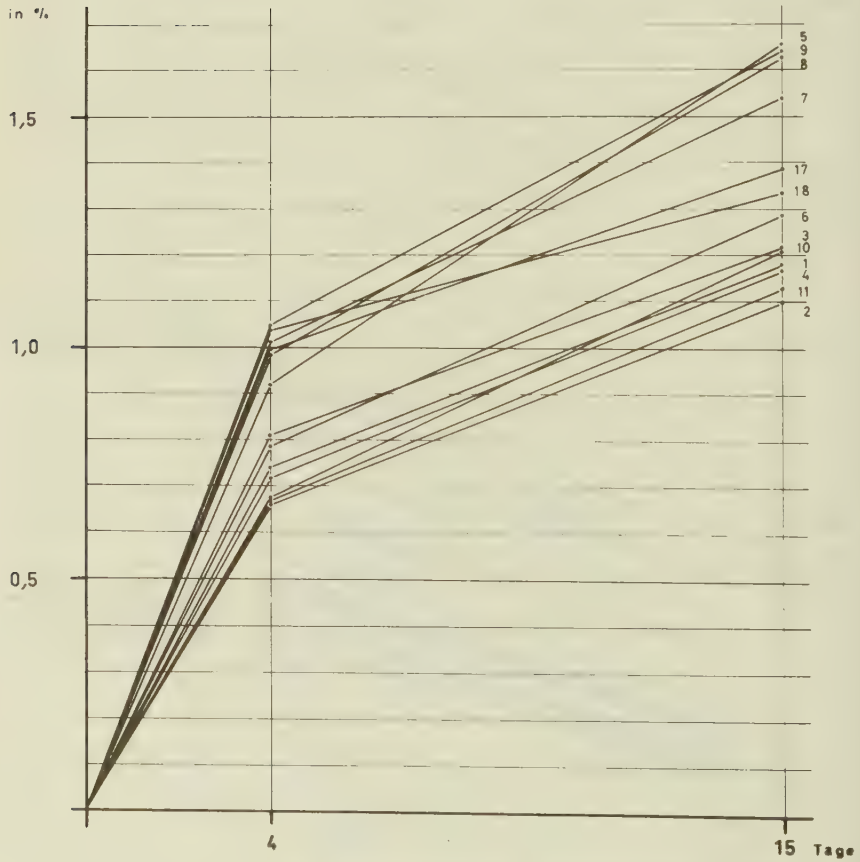
Graphische Darstellung Nr. 7

Eindrucktiefen in Mikron µ
von Kunststoffzähnen und Kronen- und Bruckenmaterialien



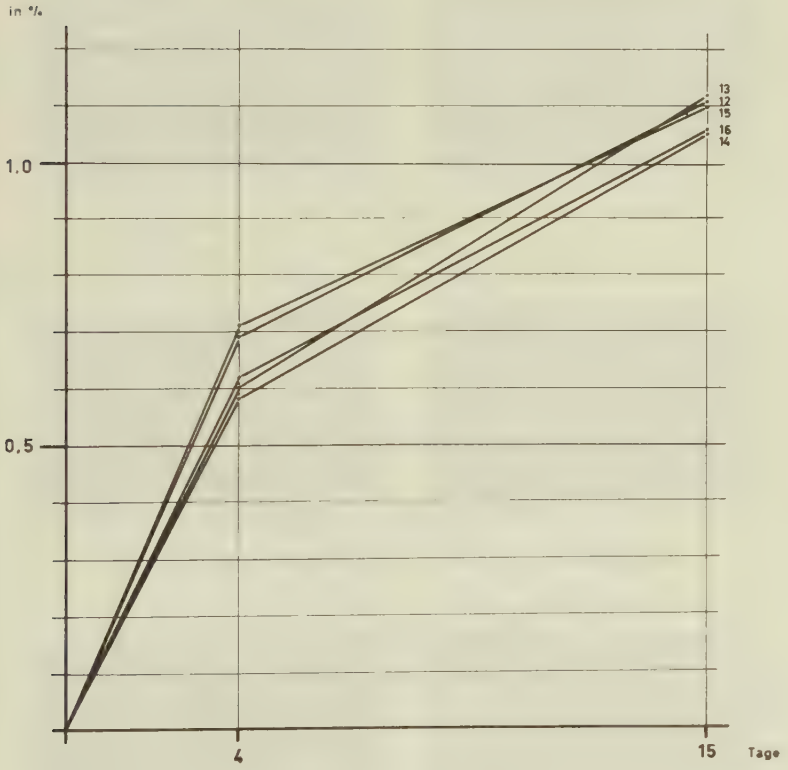
Graphische Darstellung Nr 8

Gewichtszunahme bei Kunststoffzähnen
nach 4- bzw. 15-tägiger Lagerung in Calberlalösung



Graphische Darstellung Nr. 9

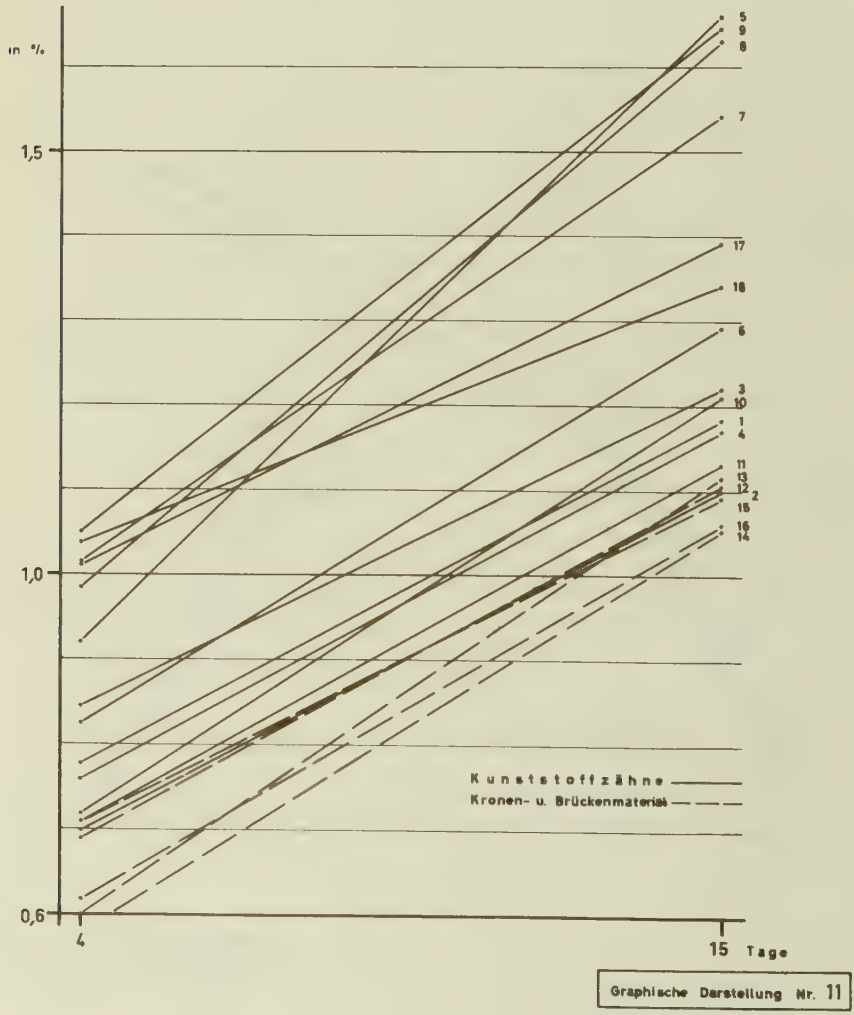
Gewichtszunahme bei Kronen- und Brückenmaterial nach 4- bzw. 15-tägiger Lagerung in Calberlalösung



Graphische Darstellung Nr. 10

Gewichtszunahme bei Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial nach 4- bis 15-tägiger Lagerung in Calberla-Lösung

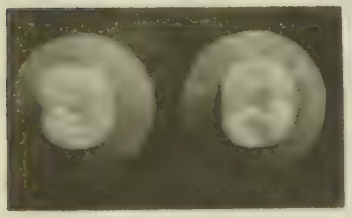
(Ausschnitt aus den graphischen Darstellungen Nr. 9 und Nr. 10)



Graphische Darstellung Nr. 11

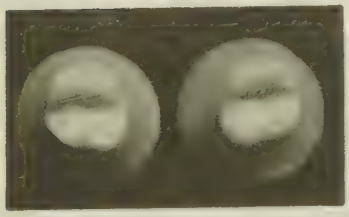
Bildtafel 1

Kunststoffbackenzähne vor der Abriebprüfung

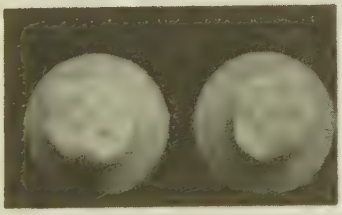


1 Sirius Rex

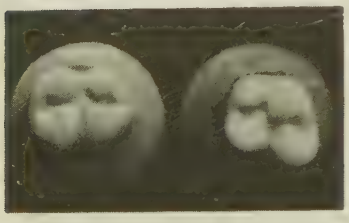
2 Luxopal



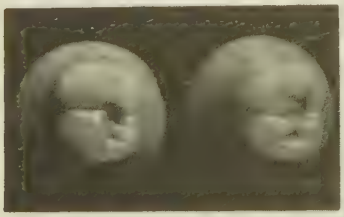
3 Luxopalit



4 Fluorplast



5 Biodent

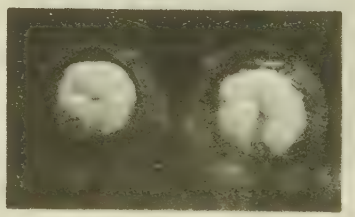


6 Diacryl

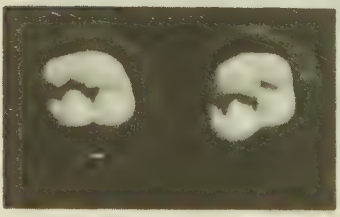
Bildtafel 1

Kunststoffbackenzähne vor der Abriebprüfung

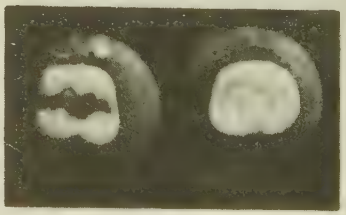
7 Lumin-Acryl



8 Denta-Pearl

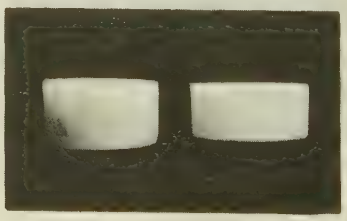


9 Vivodent



10 Ihdent-A

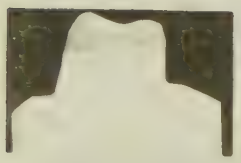
11 Planuplast



12 Kronen- und Brückenmaterialien

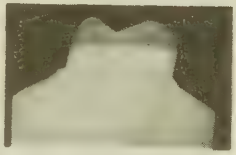
Bildtafel 2

Übereinanderprojektion der Aufnahmen vor und nach dem Abrieb

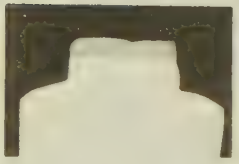


1

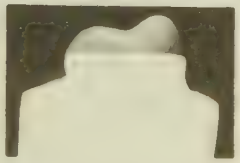
2



3



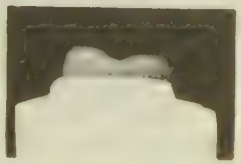
4



5

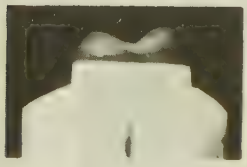
6

7

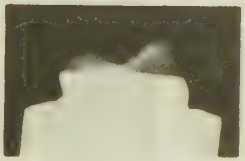


8

9



10



11

Bildtafel 3

Verhalten fabrikneuer Zähne und unbehandelter Materialien für Kronen- und Brückenverkleidung

a) nach Monomerbehandlung :

Luxopal

2 Min. 5 Min.

Fluorplast

2 Min. 5 Min.

Planuplast

1+2 Min. 5 Min.

b) nach Xylolbehandlung :

Fluorplast

5 Min. 15 Min.

Planuplast

5 Min. 15 Min.

Multiplast

15 Min.

c) nach Jodtinkturbehandlung :

Planuplast

15 Minuten

Multiplast

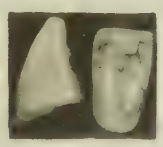
15 Minuten

Bildtafel 4

Verhalten von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial nach Lagerung in Calberla'scher Lösung und :

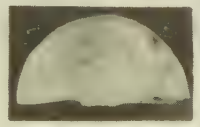
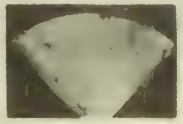
a) Monomerbehandlung :

Sirius Rex | Luxopal | Multiplast | Biodent



5 Minuten | 2 Min. 5 Min. | 5 Minuten | 5 Minuten

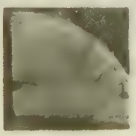
Planuplast | Palapont | Palavit 55

2 Min. 5 Min. | 5 Minuten | 5 Minuten

b) Xylolbehandlung :

Planuplast | Palavit 55 | Multiplast



15 Min. 5 Min. | 5 u.15 Min. | 15 Minuten

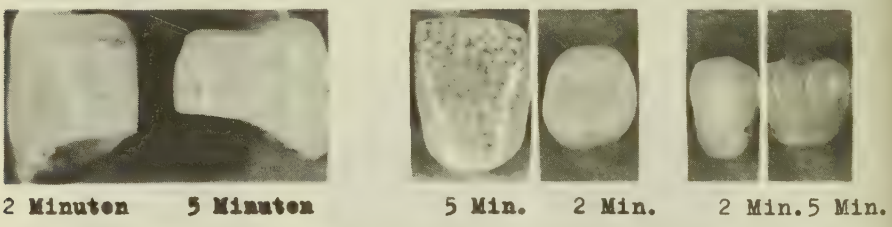
c) Jodtinkturbehandlung :

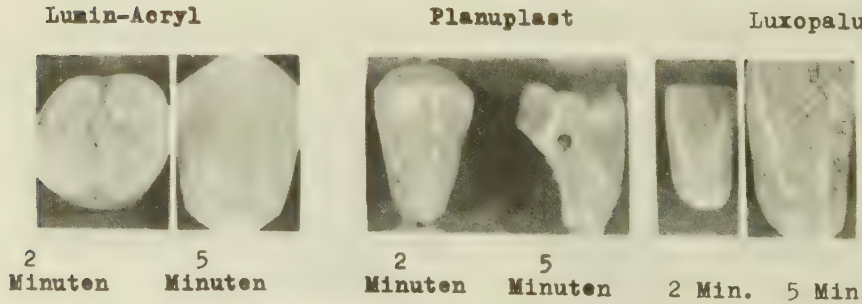
Planuplast | Palavit 55 | Sirius Rex | Fluorplast | Biodent

15 Min. | 15 Min. | 15 Min. | 15 Min. | 15 Min.

Bildtafel 5

Verhalten von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial nach Erhitzung in aqua destillata und anschließender Behandlung mit Monomer :

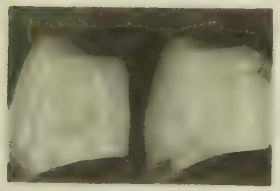




Bildtafel 6

Verhalten von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial nach Erhitzung in aqua destillata und anschließender Behandlung mit Xylol :

Sirius Rex

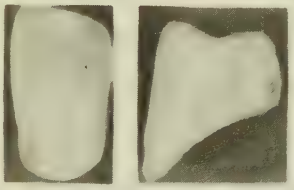


2 Minuten 5 Minuten

Biodent

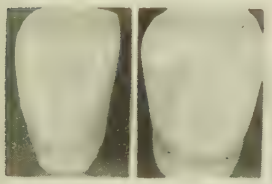
2 und 5 Minuten

Lumin-Acryl



2 Minuten 5 Minuten

Multiplast

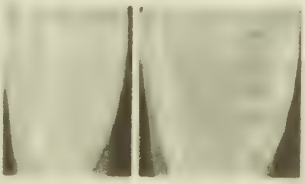


2 Minuten 5 Minuten

Luxopal

5 Min. 2 Min.

Fluorplast

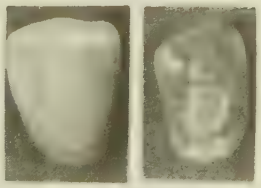


2 Minuten 5 Minuten

Planuplast

2 Minuten 5 Minuten

Luxopalux



2 Minuten 5 Minuten

Bildtafel 7

Verhalten von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial nach Erhitzung in aqua destillata und anschließender Behandlung mit Jodtinktur :

Sirius Rex

5 Minuten

Luxopal

5 Minuten

Fluorplast

5 Minuten

Biodent

5 Minuten

Lumin-Acryl

5 Minuten

Vivodent

5 Minuten

Ihdent-A

5 Minuten

Planuplast

5 Minuten

Palapont

5 Minuten

Palavit 55

5 Minuten

Multiplast

5 Minuten

Luxopalux

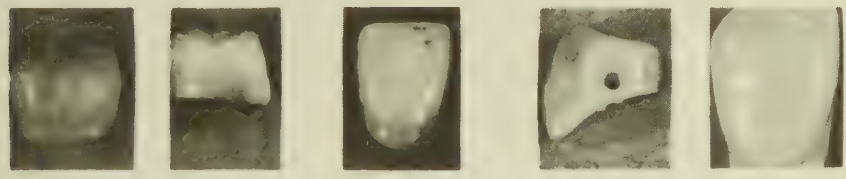
5 Minuten

Bildtafel 8

Verhalten von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenmaterial nach 12stündiger Behandlung mit Tinktura myrrhae, die vorher :

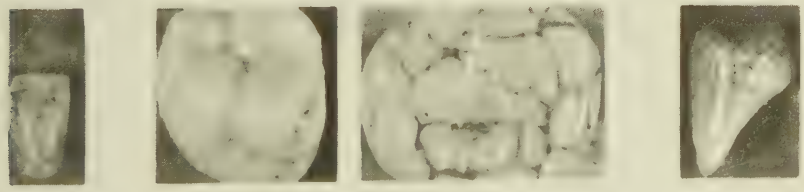
a) 15 Tage in Calberla-Lösung gelegen haben :

Luxopal Fluorplast Lumin-Acryl Planuplast Luxopalux

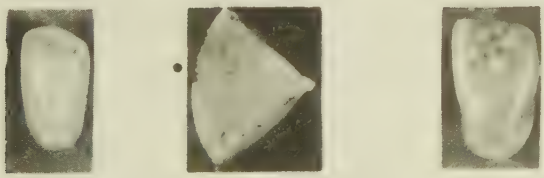


b) 2 Stunden in aqua destillata auf 100°C erhitzt wurden :

Luxopal Fluorplast Diacryl Lumin-Acryl



Planuplast Palapont Luxopalux



Es ist mir eine angenehme Pflicht,
Herrn Priv.-Doz. OA Dr. Eichner
für die Überlassung des Themas und
die Ratschläge auf diesem Gebiet
meinen herzlichsten Dank auszusprechen.

Besten Dank auch Frau Timm und den
Herren Langner, Basedahl und Schlecht
von der Bundesanstalt für Material-
prüfung für die stete Hilfsbereitschaft
und die freundlichen Hinweise.

Auch sei den Firmen für die großzügige
Überlassung der Kunststoffzähne
vielmals gedankt.

Lebenslauf

Am 9. April 1931 wurde ich in Nickritz bei Riesa geboren.
Nach 8 Jahren Volksschule in Pausitz begann ich 1945 die fünfjährige Laufbahn zum mittleren Beamten bei der Deutschen Reichsbahn in Riesa.
Von 1950 bis 1954 war ich im Stahlwerk Riesa als kaufmännischer Angestellter tätig.
Das Reifezeugnis erwarb ich nach 3 Jahren im Juli 1957 an der TH Dresden.
Im September 1957 wurde ich an der Humboldt-Universität Berlin immatrikuliert und studierte 3 Semester Zahnheilkunde.
Ab Mai 1959 setzte ich das Studium der Zahnmedizin an der Freien Universität Berlin fort, legte im Oktober 1960 das Physikum ab und beendete im August 1963 mein Studium mit dem zahnärztlichen Staatsexamen.